

Aus der
Poliklinik für Kieferorthopädie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktorin: Prof. Dr. med. dent. A. Wichelhaus

**Friktionsverhalten von neuentwickelten Kunststoffkappenvarianten für das
RED-Bracket**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Philip Christoph John Gruber

aus
Tübingen

2020

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatlerin: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

Mitberichterstatler: Prof. Dr. Jan-Frederik Güth

PD Dr. Sven Otto

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dipl.-Biol. Dr. rer. nat. Uwe Baumert

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 07.05.2020

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Philip Gruber, erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Friktionsverhalten von neuentwickelten Kunststoffkappenvarianten für das RED-Bracket

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 18.05.2020

Philip Gruber

Inhaltsverzeichnis

1	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	VI
2	EINLEITUNG	1
3	STAND DES ARBEITSFELDES	2
3.1	Friktion	2
3.2	Physikalische Definition der Reibung	2
3.3	Pseudoelastizität von Nickel-Titan Legierungen	3
3.4	Die Ligatur in der Multibandapparatur	4
3.4.1	Ligaturen für konventionelle Brackets	4
3.4.2	Selbstligierende Brackets	5
3.5	Lingualtechnik	6
3.6	Vorstellung des RED Brackets	7
3.7	Technischer Einblick in Material und Herstellungsverfahren	8
3.7.1	Einblick in die Kunststofftechnik	8
3.7.2	Einteilung der Polymere in Thermoplaste, Duroplaste und Elastomere	9
3.7.3	Erzeugung von 3D-Geometrien – CAD	11
3.7.4	Umformende Fertigungsverfahren	12
3.7.5	Subtraktive Fertigungsverfahren	13
3.7.6	Erodieren	14
3.7.7	Additive Herstellungsverfahren	15
3.7.7.1	Stereolithographie	17
3.7.7.2	Multi-Jet-Modeling (MJM)	20
3.7.7.3	Inkjet-3d-Printing – 3DP	21
3.7.7.4	Selektives Lasersintern (SLS)	21
3.7.7.5	Fused Filament & Fused Deposition Modeling	22
3.8	CAD/CAM Technik in der Zahnmedizin	23
4	PROBLEMSTELLUNG	26
5	MATERIAL UND METHODIK	27
5.1	Aufgabenstellung	27
5.2	Bereitstellung eines 3D Druckers	28
5.3	Arbeitsablauf zur Entwicklung einer funktionellen Kappe	29
5.4	Arbeitsablauf zur Entwicklung des V-förmigen Drahtes	30
5.5	Zusammenspiel von Kappendesign und V-förmigen Draht:	32
5.5.1	Definition sinnvoller Variablen	33
5.5.1.1	Variable A „Innenbreite“	33
5.5.1.2	Variable B „Unterschnitt“	33
5.5.1.3	Variable C „Radius“	33
		IV

5.5.1.4	Variable D „Innenwinkel“	34
5.6	Gießen der Kappe und des V-förmigen Drahtes	34
5.7	Frikionsmessungen: Versuchsaufbau und -ablauf	34
5.8	Statistische Fragestellung	36
6	ERGEBNISSE	38
6.1	Torque Problematik und Folgen	38
6.2	Vorbereitungen der Frikionsmessungen	40
6.2.1	Herstellung des V-förmigen Draht aus NiTi	40
6.2.2	Auswirkungen des Kappenmaterials und Kappendesigns auf die Friktion	42
6.2.3	Übersicht über verwendete Bezeichnungen	43
6.3	Ergebnisse der Fragestellung	44
6.3.1	Fixierung des Drahtes im Bracket-Slot	44
6.3.2	Händische Applizierung der funktionellen Kappe	45
6.3.3	Geringe Bauhöhe und Ausdehnung	47
6.3.4	Nebenergebnisse	48
6.3.5	Zusätzliche Ergebnisse	48
6.4	Ergebnisse der Frikionsmessungen:	49
6.4.1	Frikionsmessungen bei Raumtemperatur	49
6.4.2	Frikionsmessungen bei 36 °C Umgebungstemperatur	52
6.4.3	Frikionsmessungen bei Raumtemperatur und Kunstspeichel	56
6.4.4	Frikionsmessungen bei Raumtemperatur mit Verwendung des Kunststoffes Dental SG in 50 µm Schichtstärke	59
7	DISKUSSION	63
7.1	Diskussion der Fragestellungen	63
7.2	Frikionsmessungen	64
7.2.1	Bewertung der verwendeten Kappen	65
7.2.2	Frikionsmessungen bei Raum- und Mundtemperatur	66
7.2.3	Auswirkungen der Schichtstärke auf die Friktion	66
7.2.4	Frikionsmessungen bei Verwendung von Kunstspeichel	67
7.2.5	V-förmiger Draht	67
8	ZUSAMMENFASSUNG	69
9	LITERATURVERZEICHNIS	72
10	ANHÄNGE / VERÖFFENTLICHUNG	76
11	DANKSAGUNG	78
12	CURRICULUM VITAE	79

1 Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CNC	Computerized Numerical Control
D	Federkonstante
F_R	Reibungskraft
F_N	Normalkraft
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
Δl	Längenänderung, bezogen auf die ursprüngliche Länge
NEM	Nicht Edelmetall
N	Newton
NiTi	Nickel-Titan Legierung
PC	Personal Computer
PID-Regelung	Proportional-Integral-Differential-Regler
PMMA	Polymethylmethacrylat
SD	Standard Deviation / Standardabweichung
STL	Stereo Lithography
SL	Selbst Legierend
μ	Reibungskoeffizient

2 Einleitung

Kieferorthopädische Zahnbewegungen sind nötig, um dentoalveoläre Anomalien zu therapieren. Bei der orthodontischen Zahnbewegung muss zwischen der kippenden und körperlichen Zahnbewegung unterschieden werden.

Kippende Zahnbewegungen um das Rotationszentrum werden dabei mithilfe herausnehmbarer Apparaturen durch Schraub- und Federelemente realisiert. Der Kraftansatzpunkt dieser Schraub- und Federelemente liegt technisch bedingt nicht am Widerstandzentrum des zu bewegendes Zahnes, wodurch ein Drehmoment entsteht und der Zahn gekippt wird. Dieses Kippen kann im Seitenzahnggebiet zu einer Verschlechterung der Artikulation und zum Auftreten von störenden Balancekontakten führen, welche zu mandibulären Parafunktionen und Kiefergelenksbeschwerden für den Patienten führen können.

Im Gegensatz zu den erwähnten kippenden Zahnbewegungen können mit festsitzenden Apparaturen körperliche Zahnbewegungen vollzogen werden. Diese bewegen die Zähne unter Wahrung der Zahnachse und stellen die beste Form der Zahnbewegung dar (Wichelhaus 2013).

In den für die körperliche Bewegung verwendeten Multibandapparaturen können gezielte dreidimensionale Bewegungen von Zähnen und Zahngruppen durch Übertragen von Kräften und Momenten realisiert werden. Bei der sagittalen translatorischen (körperlichen) Zahnbewegung in der Straight-Wire-Technik richtet sich nach Kraftapplikation der Bracket-Slot zum Bogen hin aus. Klinisch kippt der Zahn zunächst und die Reibung des Bogens im Bracket-Slot steigt, bis die Kippung des Zahnes stagniert. Es folgt eine Ausgleichsbewegung der Wurzel in die Richtung der applizierten Kraft und damit eine körperliche Zahnbewegung (Masella und Meister 2006).

3 Stand des Arbeitsfeldes

3.1 Friktion

Bewegt man einen Zahn mithilfe einer Multibandapparatur geht unvermeidbar ein Teil der applizierten Kraft durch Reibung verloren, was man zusammen mit weiteren Faktoren unter dem Überbegriff Friktion zusammenfassen kann.

Hierbei muss zwischen physikalischen und biologischen Faktoren unterschieden werden.

Von physikalischer Bedeutung für die Friktion sind die Drahteigenschaften wie Material, Oberflächenbeschaffenheit und Steifigkeit. Gleiches gilt auch für das Design der Brackets und weiteren Faktoren wie der Breite bzw. Tiefe des Slots, Bracket-Torque und die Stärke der applizierten Kraft (Husain und Kumar 2011). Ebenso hat die Art der Ligatur, welche eine kraft- oder formschlüssige Verbindung zwischen Draht und Bracket herstellt, zusätzlich einen großen Einfluss auf die Friktion.

Von biologischer Bedeutung sind Speichel, Plaque, Nahrungsreste und Korrosion (Fidalgo et al. 2011). Die Friktion bei Multibandapparaturen ist daher ein multifaktorielles Geschehen. Zusammen mit der Individualität von Zahnwurzelausdehnung, Widerstandszentrum, parodontalem Ligament und Knochenstruktur ist es klinisch eine Herausforderung zu ermitteln, wie sich eine ausgeübte Kraft auf einen Zahn auswirkt.

3.2 Physikalische Definition der Reibung

Reibung entsteht an der Kontaktfläche zweier sich berührender Körper.

Die Reibungskraft F_R ist das Produkt Normalkraft F_N und einem dimensionslosen, empirisch ermitteltem Reibungskoeffizienten μ . Es gilt daher:

$$F_R = F_N \cdot \mu$$

Bei der Reibung wird zwischen Haft- und Gleitreibung unterschieden. Die Haftreibung, auch statische Friktion genannt, tritt zwischen zwei Körpern auf, die sich zueinander nicht bewegen. Wird die maximale Haftreibung überschritten, geht sie in eine Gleitreibung über.

Die Gleitreibung, auch kinetische Friktion genannt, ist in der Regel geringer als die Haftreibung.

Die Berechnung für statische und kinetische Friktion erfolgt analog, lediglich der ermittelte Reibungskoeffizient für die jeweilige Bewegung ist verschieden.

Klinisch ist bei einer Multibandapparatur nicht zwischen statischer und dynamischer Friktion zu unterscheiden, da sich der Draht im Bracket-Slot mit einem Ruckgleiten („Stick-Slip“) bewegt (Mendes und Rossouw 2003).

Die Oberflächenbeschaffenheit beeinflusst den Reibungskoeffizienten μ und kann die auftretende Reibung unabhängig von der Kraft F_N verändern (Wichelhaus et al. 2005).

3.3 Pseudoelastizität von Nickel-Titan Legierungen

Die in der Kieferorthopädie verwendeten superelastischen (oder pseudoelastischen) Nickel-Titan Legierungen (NiTi) bestehen aus ca. 55 Gew.-% Nickel und ca. 45 Gew.-% Titan. Nickel-Titan besitzt in seiner Hochtemperaturphase ein E-Modul von ca. 40-60 kN/mm². Im Vergleich dazu hat Edelstahl ein E-Modul von ca. 200 kN/mm².

Die reversible elastische Verformung von Edelstahl verläuft linear nach dem hookeschen Gesetz:

$$F = D \cdot \Delta l$$

Dabei ist D die Federkonstante, welche sich mithilfe des bekannten E-Moduls, Drahtdurchmesser und Drahtlänge berechnen lässt. Die Längenänderung Δl beschreibt die Verlängerung des Werkstoffs aufgrund der einwirkenden Kraft bezogen auf die Anfangslänge.

Bei sehr geringer Verformung verhält sich ein NiTi Draht wie ein Draht aus Edelstahl, er ist aufgrund des geringeren E-Moduls jedoch weniger starr. Im Gegensatz zu Edelstahl weist NiTi eine reversible Phasenumwandlung der Kristallgitterstruktur auf, die sowohl durch Einwirken einer mechanischen Kraft als auch durch Temperaturänderung induziert werden kann. Man unterscheidet zwischen der Tieftemperaturphase „Martensit“ und der Hochtemperaturphase „Austenit“. Bei Eintreten der spannungsinduzierten Phasenumwandlung lässt sich NiTi nahezu spannungsfrei reversibel weiter verformen (Bartzela et al. 2007). Diese Verformung bei konstanter Spannung wird durch die martensitische Umwandlung ermöglicht, die diffusionslos und reversibel abläuft (Fischer-Brandies et al. 2003).

Dies hat zur Folge, dass die auftretenden Kräfte eines vorgespannten NiTi-Drahtes über eine relativ lange Verformungsstrecke konstant bleiben (Drescher et al. 1990; Fischer-Brandies et al. 2003; Razali et al. 2018; Rohit 1990). Die nachfolgende Rückstellung eines gedehnten NiTi Drahtes verläuft dabei auf einem tieferen Spannungsniveau, was sich im Spannungsdehnungsdiagramm als Hysteresekurve äußert. In einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm ergeben sich daher charakteristische Kurvenverläufe für NiTi-Proben mit einem ausgeprägten Spannungsplateau, welches bis zu etwa 8% Dehnung aufweist.

Die Umgebungstemperatur verändert den Beginn der spannungsinduzierten Phasenumwandlung und damit den Beginn des pseudoelastischen Verhaltens entsprechend der Gleichung nach Clausius-Clapeyron:

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{-\Delta H^{M \rightarrow A}}{T_0 \varepsilon}$$

Dabei stellt die linke Seite der Gleichung die Änderung der für die Umwandlung erforderlichen mechanischen Spannung in Abhängigkeit von der Temperatur $d\sigma/dT$ dar, während der Quotient auf der rechten Seite die frei werdende Umwandlungswärme (Enthalpie) $\Delta H^{M \rightarrow A}$ bezogen auf die Gleichgewichtstemperatur der stattfindenden Umwandlung T_0 und die Dehnung ε darstellt. Die Gleichung stellt somit dar, dass mit zunehmender Temperatur auch die zur Phasenumwandlung erforderliche Spannung ansteigt. Man geht bei den kommerziell verfügbaren NiTi Legierung von einem Gradienten von ca. 6-7 MPa/°C aus, d.h. es kommt zu einer Spannungserhöhung von etwa 90 bis 100 MPa, wenn man eine NiTi Probe bei Körper- anstatt bei Raumtemperatur untersucht (Fischer-Brandies et al. 2003). Dies entspricht einer Erhöhung des Spannungsniveaus um etwa 20 – 25%.

3.4 Die Ligatur in der Multibandapparatur

Um eine Verbindung zwischen dem Zahn mit aufgeklebtem Bracket und dem kieferorthopädischen Drahtbogen herzustellen wird eine Ligatur benötigt. Die Ligatur verhindert ein Herauslösen des Bogens aus dem Bracket-Slot und gliedert damit den einzelnen Zahn in eine therapeutische Apparatur ein.

Bei den heutzutage verwendeten „straight-wire“ Bracket-Systemen sind im Unterschied zu den „edgewise“ Bracket-Systemen die Biegungen 1., 2. und 3. Ordnung im Bracket in Form von vorgegebenen Winkeln integriert. Man spricht daher von „Torque“, „Angulation“ oder „Rotation“ im Bracket. Im Folgenden wird unterschieden zwischen den konventionellen twin-design Brackets und selbstligierenden Brackets.

3.4.1 Ligaturen für konventionelle Brackets

Für die konventionellen twin-design Brackets gibt es folgende Ligaturtypen:

- Drahtligatur: ein ca. 0,25 mm dünner Edelstahl Draht wird um die Flügel des Brackets geschlungen und fixiert dabei den orthodontischen Bogen im Bracket-Slot. Die Drahtligatur wird durch Verdrillen befestigt und kann entweder fest oder locker angezogen werden, um mehr oder weniger Friktion zwischen Bogen und Bracket-Slot zu erzeugen. Die durch die Ligatur verursachte Friktion ist behandlerabhängig und daher nicht immer gleich stark. Die Drahtligatur ermöglicht eine sehr gute Torque Übertragung.

- Alastic- oder Slide-Ligaturen werden anstelle einer Drahtligatur verwendet und bestehen aus weichbleibendem Elastomer-Kunststoff. Sie sind in verschiedenen Größen erhältlich. Ihre Friktionswerte liegen im Durchschnitt zwischen einer festen und lockeren Drahtligatur (Schumacher et al. 1990).
- Elastic-Ketten aus flexiblem Gummi, werden als Kette von Zahn zu Zahn eingegliedert und haben neben der Ligatur auch die Funktion, die Zahnreihen zusammenzuziehen bzw. Lücken zu schließen.

3.4.2 Selbstligierende Brackets

Selbstligierende Brackets (SL-Brackets) haben einen eingebauten Verschlussmechanismus, zu- meist in Form einer beweglichen Schließe. Folgende Systeme haben sich auf dem Markt etab- liert:

- Der Bogen wird durch Clips nach Einfügen in den Slot durch federnde Elemente fixiert.
- Eine einrastende Klappe schließt den Bracket-Slot mit eingelegtem Bogen.
- Ein Schiebeverschluss wird über den Bracket-Slot geschoben und fixiert den Bogen im Bracket-Slot (Fuck et al. 2007).

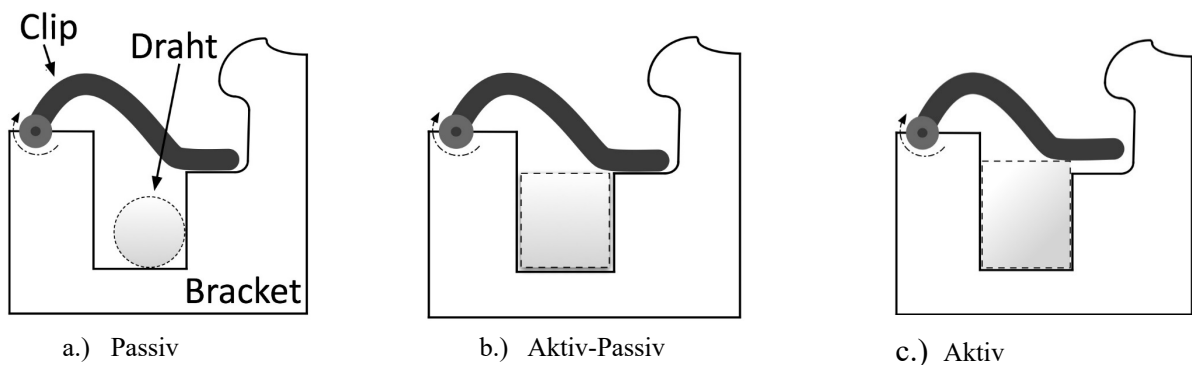


Abbildung 1: Systeme selbstligierender Brackets.

Abhängig von der Verschlussmechanik können selbstligierende Brackets als aktives, aktiv-pas- sives oder passives Bracket verwendet werden. Bei geöffnetem Clip kann der Bogen in den Bracket-Slot eingelegt werden, nach dem Schließen und Arretieren des Clips am Bracket wird der Bogen durch den Clip im Bracket-Slot gehalten und dient damit als Ligatur.

In der passiven Konstellation wird durch Einlagern eines dünnen Runddrahtes (Abbildung 1a.)) ein friktionsarmes, aber Spiel behaftetes Gleiten des Drahtes ermöglicht, wie es in der Nivellierungsphase benötigt wird.

Für die aktiv-passive Methode (Abbildung 1b.)) wird ein nicht Slot füllender Vierkantbogen verwendet. Die Friktionswerte bleiben gering mit dem Ziel einer effizienten Zahnverschiebung entlang des Bogens.

In der aktiven Konstellation (Abbildung 1c.)) wird ein Slot füllender Vierkantbogen verwendet, der von dem Verschlussmechanismus aktiv in den Bracket-Slot gedrückt wird. Dadurch wird versucht, die bestmögliche Zahnbewegung und Torque Übertragung zu verwirklichen.

Im Vergleich zu einer Drahtligatur sind die Verschlussmechanismen der SL-Brackets jedoch nicht stark genug, um den Bogen fest auf den Boden des Bracket-Slots zu drücken. Zusätzlich zeigten Untersuchungen, dass bei selbstligierenden Brackets eine Überdimensionierung der Slot-Breite zu einem Torsionsspiel des Bogens führt (Dalstra et al. 2015). Der nicht vollständig Slot füllende Draht, welcher nicht fest am Boden des Bracket-Slots gehalten wird, kann sich dadurch im Slot drehen, was die initiale Torque Übertragung vermindert oder gar außer Kraft setzt (Brauchli et al. 2011). Die effiziente, spielarme Torque Übertragung ist jedoch essentiell für die dreidimensionale Positionierung eines Zahnes.

3.5 Lingualtechnik

Die Lingualtechnik ist eine Multibandtherapie, bei der spezielle Brackets auf die Lingualflächen der Zähne geklebt werden. Hauptmerkmal für die Anwendung der Lingualtechnik ist die auf den ersten Blick optische Unauffälligkeit. Sie wird daher größtenteils bei Erwachsenen angewendet, welche aus beruflichen oder privaten Gründen eine klassische labiale Multibandapparatur ablehnen.

Die Lingualflächen von Zähnen, insbesondere von Frontzähnen sind individuell verschieden, was eine korrekte Bracket Ausrichtung und Platzierung erschwert (Diamond 1983) und gegebenenfalls eine indirekte Bracket Platzierung erfordert, um die Therapieziele zu erreichen (Manni et al. 2007). Durch die linguale Anordnung der Brackets kann es zu einer Beeinträchtigung der Phonetik und Diskomfort kommen (Caniklioglu und Ozturk 2005; Khattab et al. 2013; Slater 2013).

Bei einer vertikalen Ausrichtung des lingualen Bracket-Slots ist die Kippung der Zähne in mesiodistaler Richtung schwieriger (Diedrich 1984). Bei einer horizontalen Ausrichtung des lingualen Bracket-Slots wird der Bogen aus dem Bracket-Slot herausgezogen und nicht auf dem Boden des Bracket-Slots gehalten, wie das bei einer labialen Bracket Anordnung der Fall ist. Dadurch verschlechtert sich eine therapeutisch gewünschte Torque Übertragung. Dieser Effekt tritt besonders bei einer Retraktion auf. Eine robuste Ligatur, wie z.B. double over ties, ist eine

Möglichkeit, dem Drücken des lingualen Bogens gegen die Ligatur Einhalt zu gebieten (Huntley 2013).

3.6 Vorstellung des RED Brackets

Um eine effiziente Torque Übertragung zu gewährleisten und um ästhetischen Ansprüchen gerecht zu werden, wurde von der Firma Redsystem GmbH in München das RED (=Rapid Efficient Different) Bracket entwickelt. Das RED Bracket besteht aus Nickel-Titan und ist mit seinen Abmessungen von 2,8 mm x 2,0 mm ein sehr kleines Bracket. Damit nimmt es auf den sichtbaren vestibulären Flächen des Zahnes wenig Raum ein, was ästhetisch vorteilhaft ist und den Patientenkomfort erhöht. Durch die Verwendung des superelastischen Werkstoffs ist einerseits eine Systemintegration möglich; es wird nur noch ein einziges Bauteil benötigt. Andererseits erlauben die elastisch gelagerten Bracket-Flügel dauerhafte Mikrobewegungen zwischen Bogen und Bracket, was zu einem Abbau von Spannungen und damit zu einer Friktionsverminderung beitragen soll.

In dieser Forschungsarbeit wurde eine funktionelle Kappe, welche sich auf das RED Bracket aufklicken lässt, mit dem Ziel entwickelt, bestimmte Funktionen des Bracket-Bogen-Systems zu ergänzen, sowie eine ästhetische Abdeckung des metallischen Grundkörpers zu gewährleisten. Die Farbauswahl dieser funktionellen Kappen waren durch die Auswahl an Polymeren des 3D Druckerherstellers vorgegeben, welcher seinen Fokus auf technischen Kunststoffen hat und zum heutigen Zeitpunkt keine zahnfarbenen Kunststoffe anbietet. Bei der bisherigen Entwicklung stand die Funktion der Kappe im Vordergrund. Allerdings lassen sich durch andere Herstellungstechniken wie z.B. Spritzguss, zahnfarbene biokompatible Kappen herstellen.



Abbildung 2: Die in der Zahnmedizin gebräuchliche Einteilung der Zahnfarbe mittels der Vita Farbskala, welche für die Farbauswahl der Kappenfarbe individuell ausgesucht werden könnte. Foto: Philip Gruber

Durch zahnfarbene Kappen wäre das RED Bracket-System ein optisch unauffälliges System mit Alleinstellungsmerkmal.

Der größte Vorteil des RED Bracket-Systems ist die effiziente Torque Übertragung. Die anderen auf dem Markt befindlichen Bracket-Systeme haben eine Spielpassung zwischen Bogen und Bracket-Slot, wodurch der therapeutische Torque auf den Zahn ungenau übertragen wird (Dalstra et al. 2015; Daratsianos et al. 2016; Major et al. 2010).

Im Gegensatz dazu hat das RED-Bracket-System eine konstruktiv bedingte, ständige körperliche Fassung des Drahtes, wodurch eine spielfreie Torque Übertragung ermöglicht wird. Durch den filigranen Aufbau des RED Brackets aus NiTi in Verbindung mit einem NiTi Bogen können die auftretenden Kräfte während der Therapie minimiert und der Patientenkomfort gesteigert werden (Wichelhaus 2017).

In Verbindung mit dem V-förmigen Drahtbogen und einer zahnfarbenen Kappe könnte das RED-Bracket als ästhetisch unauffälliges, aktiv-passives Bracket verwendet werden. Durch den Einsatz unterschiedlich breiter Kappenbreiten könnte, so die Idee, die Friktion anwenderunabhängig justiert werden. Das RED-Bracket könnte, je nach ausgewählter Kappenbreite, entweder als aktives oder als passives Bracket verwendet werden. Die zu entwickelnde Kappe kann daher als Verschlussmechanismus eines selbstligierenden Brackets angesehen werden oder als Ersatz einer konventionellen Ligatur.

Die optische Unauffälligkeit des RED-Bracket-Systems und die positiven funktionellen Studien, die Frau Prof. A. Wichelhaus und ihre Mitarbeiter bereits durchgeführt haben, könnten das RED-Bracket-System zu einem starken Kontrahenten der lingualen Bracket-Systeme machen.

3.7 Technischer Einblick in Material und Herstellungsverfahren

3.7.1 Einblick in die Kunststofftechnik

Kunststoff ist ein Überbegriff für künstlich hergestellte Materialien, mit dem Verlangen, in der Natur vorkommende organischen Produkte wie Holz, Leder oder Textilien zu ersetzen oder als Gemisch bzw. Verbundwerkstoff diese zu verbessern. Dieser auch heute noch verwendete Überbegriff stammt aus der 1. Ausgabe der Zeitschrift „Kunststoff“ im Jahre 1911, um einer damals noch nicht klar definierten Stoffgruppe einen Namen zu geben (Glenz und Gäth 1985). Dieses Kapitel soll einen Überblick über geschichtliche Meilensteine in der Entwicklung von Kunststoffen erwähnen und einen Überblick über den chemischen Aufbau und die Einteilung der verschiedenen Stoffgruppen geben, um verschiedene Herstellungsverfahren besser verstehen

zu können. Moderne Kunststoffe sind dabei im Allgemeinen auf bestimmte Anforderungen angepasst und oft ein Gemisch verschiedener Stoffklassen. Sie sind mit Füll-, Verstärkungs-, Farb- sowie Verarbeitungshilfsstoffen und Stabilisatoren durchsetzt (Gnauck und Fründt 1991). Alle Kunststoffe bestehen aus langen Kohlenstoffketten, die Polymere genannt werden und deren Ausgangsstoffe durch chemische Umwandlungsprozesse gewonnen werden. Ein Polymer ist eine beliebig lange Kette von verknüpften Monomeren.

Vorläufer der heutigen Kunststoffe sind organische Polymere aus reinen Naturstoffen z.B. der aus dem Milchsaft des Kautschukbaumes gewonnene Latex, aus Birkenrinde gewonnenes Pech, Schellack aus Ausscheidungen der Lackschildlaus, sowie Baumharze oder Bernstein.

Es gab viele empirische Rezepturen mit Naturstoffen als Ausgangsprodukt, als Beispiel sei hier ein durchsichtiges Casein-Kunstharz des Mönches Georg Schnitzlein erwähnt, der um das Jahr 1500 in Tegernsee und Andechs tätig war. Durch langes Kochen von Käse, Abgießen der flüssigen Bestandteile und Mischen des verbleibenden Labs mit einer Lauge entstand eine Art Kunsthorn, das im warmen Zustand formbar und nach dem Abkühlen fest und spröde war (Glenz und Gäth 1985). Um 1900 wurde aus Casein und Formaldehyd der Kunststoff Galalith bzw. "Milchstein" entwickelt dessen Aufbau dem Kunsthorn von Georg Schnitzlein ähnlich war und in großen Mengen industriell gefertigt wurde. Im gleichen Zeitraum wurde Zellglas (Cellophan) und Celluloseacetat entwickelt, welcher als Ausgangsstoff Cellulose aus Holz oder Baumwolle hatten.

Die ersten synthetisch hergestellten Kunststoffe waren 1907 das Phenolharz Bakelit, aus denen u.a. die schwarzen Telefongehäuse gefertigt wurden, die man heute aus alten Filmen kennt. 1930 wurde Acrylglas (Plexiglas™) entwickelt. Zwischen 1930 und 1950 wurden die Kunststoffe Nylon und Polyethylen entdeckt, sowie das fluorhaltige Polytetrafluorethylen mit dem Markennamen Teflon (Gnauck und Fründt 1991).

In den Folgejahren entstanden viele neue Kunststoffe und Weiterentwicklungen, die in drei große Stoffklassen eingeteilt werden können: Duroplaste, Thermoplaste und Elastomere.

3.7.2 Einteilung der Polymere in Thermoplaste, Duroplaste und Elastomere

Polymere lassen sich in drei große Stoffklassen unterteilen, wie in der folgenden Abbildung 3 zu erkennen ist.

Thermoplaste: Die Makromoleküle (=Polymerketten) der Thermoplaste sind nicht miteinander vernetzt, sondern nur miteinander verflochten (Abbildung 3a.)). Es bestehen keine chemischen Primärbindungen zwischen den einzelnen Polymerketten. Die Anzahl der sekundären

Bindungskräfte zwischen den verschiedenen langkettigen Polymerketten ist für die Festigkeit der Thermoplaste entscheidend. Bei Raum- bzw. Mundtemperatur sind Thermoplaste spröde bis zähelastisch. Bei steigender Temperatur verringern sich die sekundären Verbindungen und die einzelnen Polymerketten lassen sich gegeneinander verschieben. Wird die Temperatur einer beginnenden Zersetzung der Polymerketten nicht überschritten, ist dieser Vorgang beliebig oft wiederholbar. Thermoplaste lassen sich im warmen Zustand Tiefziehen, Biegen und Spritzgießen. Im kalten Zustand sind sie schweißend sowie zerspanend bearbeitbar. Ein Beispiel aus der Zahnmedizin ist das Tiefziehen von Schienen, sowie Prothesenkunststoffe oder Zahnfüllungen aus zahnfarbenem Kunststoff auf Basis von PMMA (Gnauck und Fründt 1991; Michaeli 1999).

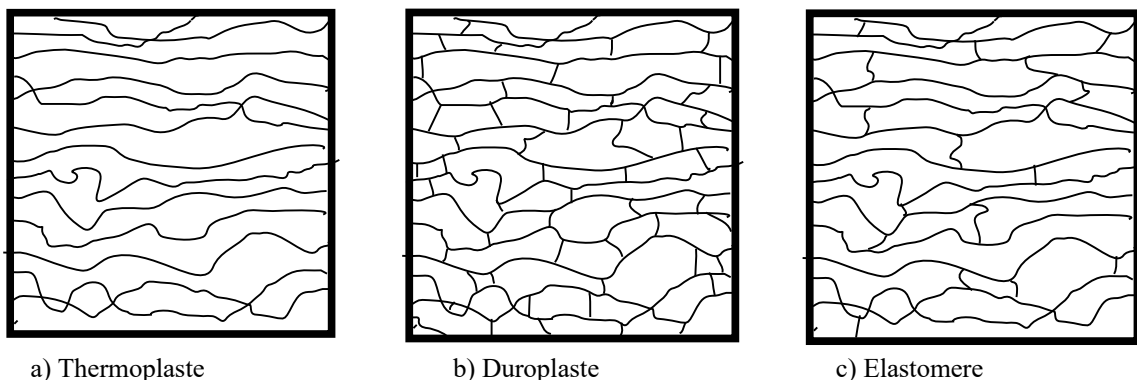


Abbildung 3: Polymerklassen. Die drei obenstehenden zweidimensionalen Skizzen veranschaulichen die dreidimensionale Anordnung der Polymerketten, welche als wellige, horizontal verlaufende Linien in a.) dargestellt sind. Die vertikal dargestellten, kurzen Querverbindungen in b) und c) stellen die Primärbindungen dar, welche die Duroplaste/Elastomere von den Thermoplasten unterscheiden und ein Erweichen bei Erhitzung verhindern. (Modifiziert nach (Glenz und Gäth 1985))

Duroplaste: Die Polymerketten sind untereinander durch Primärbindungen verknüpft, dadurch sind Duroplaste auch bei höheren Temperaturen formstabil und nicht mehr schmelzbar (Abbildung 3b.)). Wird der Kunststoff über ca. 350 °C erwärmt, so zerfällt er in seine Ausgangsprodukte. Im Vergleich zu Thermoplasten sind Duroplaste steifer, härter und bei Dauerbelastung formstabiler. Sie sind jedoch schlagempfindlicher und nicht schweißbar. Bei der industriellen Herstellung werden niedermolekulare Vorpolymerisate durch Reaktionsmittel und Wärme aktiviert, wodurch es zum weiteren Kettenwachstum und Vernetzung kommt, bei welcher der gewünschte Kunststoff entsteht. Während des Polymerisationsvorgangs ist der Kunststoff formbar, man spricht von „Duroplastischer Pressmasse“. Die Pressmasse kann bis zur vollständigen Auspolymerisation in verschiedene Formen gepresst werden. Nach der Formpressung und Auspolymerisation ist der Duroplast nicht mehr veränderbar, wodurch er sich von den Thermoplasten unterscheidet. Ein Beispiel für alltägliche Duroplaste sind z.B. Epoxidharze,

deren Vorphosphorymerisate in zwei separaten Behältern nach Durchmischung aushärten, sowie handelsübliche Pfannengriffe oder Steckdosen aus Duroplasten (Glenz und Gäth 1985; Gnauck und Fründt 1991; Michaeli 1999).

Elastomere: Die Elastomere ähneln in ihrem Aufbau den Duroplasten mit dem Unterschied, dass sie wesentlich weniger Querverbindungen zwischen den langkettigen Molekülen haben (Abbildung 3c.). Aufgrund der geringeren Anzahl an Querverbindungen sind sie elastisch verformbar, wobei die stark verknäuelten Kettenmoleküle reversibel gestreckt werden. Bei dem Werkstoff Gummi werden Querverbindungen z.B. mittels Schwefel (Vulkanisation) hergestellt, um so aus den Ausgangsprodukten Naturkautschuk oder synthetischem Kautschuk, Gummi herzustellen. Vulkanisiertes Gummi wurde 1840 erstmalig von Charles Goodyear in den USA hergestellt. Ein weiterer bekannter Vertreter der Elastomere ist Chloroprenkautschuk mit dem Markennamen Neopren, welches 1930 in den USA entwickelt worden ist und bis heute als Kleidungsmaterial Verwendung findet.

Elastomere werden häufig den Duroplasten hinzugefügt, um diese elastischer zu machen. Das Herstellungsverfahren für Werkstücke aus Elastomeren ähnelt dem der Duroplaste (Gnauck und Fründt 1991).

3.7.3 Erzeugung von 3D-Geometrien – CAD

Der Begriff CAD steht für Computer Aided Design und wird in vielen Berufsfeldern zum Planen und Erstellen dreidimensionaler Strukturen verwendet. Ein Objekt wird auf einem Computer innerhalb eines kartesischen Koordinatensystems konstruiert und ist vom Anwender in allen Ansichten bearbeitbar.

Moderne CAD Programme sind ihrem jeweiligen Arbeitsumfeld angepasst. Je nach Software können neben der reinen Konstruktion zusätzliche Funktionen wie Design („rendering“), Belastungstests („finite elemente analysis“) oder Bewegungssimulationen am Computer durchgeführt werden. Einsatzbereiche sind z.B. Architektur, Maschinenbau, Kronen, Brücken, Schienen oder Kiefermodelle in der Zahnmedizin. In der Zahnmedizin können u.a. mit einem virtuellen Artikulator die Kiefergelenksbewegungen simuliert werden.

Die in den CAD Umgebungen verwendeten 3D Geometrien können virtuell am PC konstruiert werden oder eine reale Form kann anhand einer Messdatenerfassung in die CAD Software importiert werden („reverse engineering“). Diese Messdatenerfassung kann aus einem 3D-Scan-

ner z.B. durch das Triangulationsprinzip ermittelt werden, oder mit einer automatischen Koordinatenmessmaschine, die die reale Form abfährt, vermisst und in eine virtuelle 3D-Konstruktion umsetzt.

Wegen der großen Komplexität und der Vielzahl von CAD Programmen, wird eine standardisierte Schnittstelle verwendet. Diese Schnittstelle ist die Ausgabe der virtuellen CAD Konstruktion in ein Dateiformat, welches von den weiterverarbeitenden CAM („Computer Aided Manufacturing“) Programmen und Maschinen gelesen werden kann, um daraus ein reales Produkt herzustellen.

Es gib unzählige Formate, um durch CAD erstellte Konstruktionen zu speichern, zu bearbeiten auf eine CAM Maschine zu übertragen. Ein weit verbreitetes Format, insbesondere bei den additiven Herstellungsverfahren, ist das „stl“ (standard tessellation language) Dateiformat, welches bei vielen additiven und subtraktiven Fertigungsverfahren verwendet wird. Das stl-Dateiformat ist im Kapitel 3.7.7 „Additive Herstellungsverfahren“ genauer erklärt.

3.7.4 Umformende Fertigungsverfahren

Unter Fertigungsverfahren versteht man die Umsetzung eines konstruierten Körpers aus einer Zeichnung in ein reales, dreidimensionales Produkt aus dem gewünschten Material. Die Art des Fertigungsverfahrens ist abhängig von der Konstruktion, dem verwendeten Material, Fertigungstoleranzen sowie allen benötigten Schritten und Maschinen, um das gewünschte Produkt in einer gleichbleibenden Qualität herstellen zu können.

Kunststoffe werden meist an einem anderen Ort hergestellt, als dass sie zu einem finalen Produkt geformt werden. Die Anlieferung der Kunststoffe erfolgt als sogenanntes „Halbzeug“ in Form von Platten, Stangen, Granulat oder Vorpolymerisat (siehe Kapitel 3.7.2 Duroplaste). Dabei handelt es sich um Werkstoffe, die für ihre endgültige Verwendung als Produkt verformt oder bearbeitet werden müssen, was unter dem Begriff Fertigung verstanden wird. Die Erstellung eines Prototyps kann sich vom Fertigungsverfahren des Serienprodukts stark unterscheiden. In der Kunststofftechnik kennt man folgende *umformende* Fertigungsverfahren:

a) Spritzguss/Spritzpressen:

Der Kunststoff wird durch Temperaturerhöhung plastifiziert (Thermoplast), oder als aktiviertes Vorpolymerisat während des Polymerisationsvorgangs als duroplastische Pressmasse (Duroplast) in eine Form gepresst. Voraussetzung ist ein Formteil, welches nach dem Spritzguss leicht entformt werden kann. Die Vorteile des Spritzgießens liegen in der Dimensionstreuung des

Formteils bei hohen Stückzahlen und niedrigen Herstellungskosten. Nachteilig ist der aufwändige Formenbau und ggf. anfallende Nachbearbeitungsschritte komplexer Formen, wie z.B. das Gewindeschneiden etc.

b) Thermoformen:

Thermoformen ist nur mit Thermoplasten möglich. Dabei wird das Halbzeug in Form einer dünnen Platte, Folie oder Stange oberhalb oder innerhalb einer Form erwärmt und erweicht. Anschließend wird der Thermoplast mittels Vakuum oder Druckluft in die Form gezogen bzw. gepresst, wo er abkühlt und anschließend entformt wird. Komplexe Formen, sowie dicke und variierende Schichtstärken sind somit nicht möglich. Der Formenbau ist ebenfalls teuer und aufwändig. Verwendung findet das Thermoformen in der Serienproduktion hoher Stückzahlen bei geringen Herstellungskosten, sehr häufig in der Verpackungsindustrie (Jogurtbecher, Getränkeflaschen, etc.).

3.7.5 Subtraktive Fertigungsverfahren

Zu den subtraktiven Fertigungsverfahren zählen u.a. Fräsen, Schleifen und Drehen. Fräsen und Drehen sind spanabhebende Verfahren mittels einer definierten Schneide zur Herstellung eines Fräs- bzw. Drehteils aus einem Halbzeug. Spanwinkel, Vorschub, Laufrichtung und Drehzahl des Fräasers müssen auf das zu bearbeitende Material abgestimmt sein.

Für die Herstellung komplexer Formen sind drei- bis fünfachsige Fräsmaschinen nötig. Die Erhöhung der Achsenzahl hat neben der schnelleren Fertigungszeit Auswirkungen auf die Oberfläche des Frästeils, sowie der Realisierung von Querbohrungen und Hinterschnitten. Die ersten drei Achsen, meist bezeichnet mit X, Y & Z, stehen orthogonal zueinander und bilden damit ein kartesisches Koordinatensystem. Bei den beiden weiteren Achsen handelt es sich um Rotationsachsen des Werkzeughalters und des Werkstückaufnahme. Insbesondere bei vier- bis fünfachsigen Fräsmaschinen müssen für die Fertigung einer komplexen 3D Konstruktion hochkomplexe Fräsbahnen berechnet werden, da Werkstück und Werkzeug gleichzeitig umeinander rotieren.

Beim Schleifen wird durch einen Schleifkörper mit geometrisch unbestimmter Schneide ein Werkstück bearbeitet. Als Schleifkörper kommen Korund oder Diamanten zum Einsatz, die auf einen Träger aus Metall aufgebracht sind oder mithilfe eines Bindemittels zusammengehalten werden. Schleifen eignet sich zum Bearbeiten harter Werkstoffe/Kunststoffe oder zur Erzeugung glatter Oberflächen.

Zur Erstellung derartiger Strukturen werden im Allgemeinen computergesteuerte CNC Maschinen (computerized numerical control) verwendet. Die Präzision moderner CNC Maschinen beruht neben rigider Konstruktion und aufwändiger Lagerung der rotierenden Elemente auch auf der CNC-Steuerungseinheit.

Um verschiedene Formen herstellen zu können, sind Bohrer und Fräsköpfe in verschiedenen Formen und Durchmessern nötig. Industrielle Fräsen wechseln je nach Bedarf vollautomatisch ihre Schneidewerkzeuge.

Abschließend ist festzuhalten, dass CNC gesteuerte subtraktive Fertigungsmaschinen ein sehr großes Einsatzgebiet haben. Insbesondere bei der Metallbearbeitung, aber auch bei Hochleistungskunststoffen fertigen sie präzise und effizient aus einer erstellten 3D Konstruktion ein Werkstück, wobei der aufwändige Formenbau entfällt.

Subtraktive Herstellungsverfahren eignen sich sehr gut für den Prototypenbau, Formenbau und die Fertigung geringer Stückzahlen. Sie werden oft für die Nachbearbeitung durch Umformung entstandener Werkstücke genutzt. Die mechanische Wertigkeit subtraktiv hergestellter Produkte ist in der Regel sehr hoch.

Als nachteilig sind hohe Investitionskosten für die Maschine und das Arsenal an Werkzeugen zu nennen, sowie im Vergleich zu Umformungstechniken längeren Produktionszeiten und damit höhere Produktionskosten pro hergestelltes Produkt. Der Verschleiß an Material und Werkzeug ist hoch. Die minimale Größe der Produkte ist durch die Werkzeuggröße limitiert. So ist es z.B. nicht möglich ein unter 1 mm dickes Loch über eine Tiefe von 50 cm zu bohren, da der Bohrer brechen würde. Unterschnitte und Hinterschnitte können nur begrenzt ausgeschnitten werden.

3.7.6 Erodieren

Unter Erodieren versteht man das subtraktive thermische Abtragen elektrisch leitender Werkstoffe mittels Funkenübergang. Die gängigsten Varianten des Erodierens sind die Senkerosion und die Drahterosion.

Bei der Drahterosion stellt der Erodierdraht die Kathode dar, das Werkstück die Anode. Zwischen Erodierdraht und Werkstück befindet sich ein trennendes, nichtleitendes, flüssiges Dielektrikum. Der Erodierdraht wird an das Werkstück gefahren, bis es zu einem Funkenüberschlag kommt, wodurch Material vom Werkstück gelöst und teilweise auf den Erodierdraht übertragen wird. Durch dieses Verfahren kann eine programmierte Kontur in ein elektrisch leitendes Werkstück geschnitten werden. Der Erodierdraht wird dabei von einer CNC-Steuerung geführt und nach Aufnahme des durch Funkenerosion gelösten Materials entsorgt.

Durch das Drahterodieren lassen sich äußerst komplexe Formen mit kleinsten Radien und geringen Fertigungstoleranzen herstellen. Die Fertigungstoleranzen betragen wenige tausendstel Millimeter und es lassen sich schwer bearbeitbare Werkstoffe wie z.B. gehärteter Stahl, Hartmetall oder auch NiTi damit bearbeiten.

3.7.7 Additive Herstellungsverfahren

Additive Herstellungsverfahren, meist eher bekannt als 3D-Druck oder Rapid Prototyping, sind Verfahren, bei der aus einer virtuellen 3D-Konstruktion schichtweise ein reales Produkt aufgebaut wird. Als Materialien kommen Kunststoffe, Metalle, Wachse und Keramiken zum Einsatz. Der erste 3D-Drucker, wurde von dem Gründer von 3D-Systems, Chuck Hull aus Kalifornien, 1986 patentiert (US Pat. 4575330) (Hull 1986). Das auf der Basis von Stereolithographie bekannte Verfahren basiert auf der Photopolymerisation einzelner Schichten aus einem flüssigem Kunststoffbad.

Das am weitesten verbreitete Format in der additiven Herstellung ist das "stl"-Format, welches ebenfalls von Chuck Hull zusammen mit dem ersten 3D-Drucker entwickelt wurde.

Stl steht für Stereo Lithography, wird aber auch als standard tessellation language bezeichnet (tessellation = Kachelung). Diese Bezeichnung rührt daher, dass eine durch CAD erstellte 3D-Konstruktion vom Computer in viele kleine Polygone (Kacheln) zerlegt wird. Bei der Konvertierung in das stl-Format wird eine dreidimensionale Oberflächengeometrie durch Triangulation dargestellt, also durch eine Annäherung der genauen Form durch unterschiedlich große Dreiecke (Abbildung 4) (Fastermann 2014). Je nach Anzahl und Größe der verwendeten Dreiecke kann die reale Form unterschiedlich genau angenähert werden.

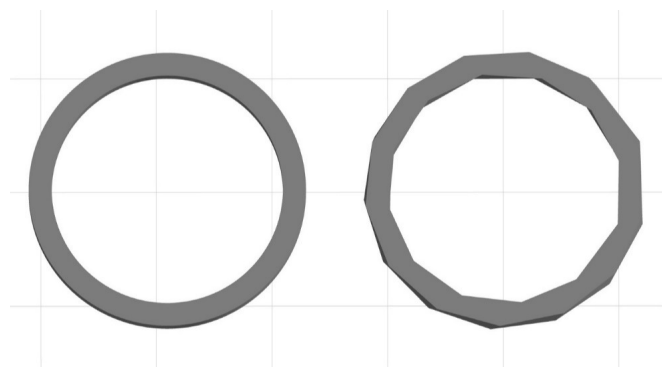


Abbildung 4: Auflösung des stl-Formats: Die oben dargestellte Konstruktion eines Rings wurde in eine hochauflösende stl-Datei (links) und in eine niedrig aufgelöste stl-Datei (rechts) konvertiert. Die geringe Anzahl an Polygonen des rechten Ringes macht die kreisrunde Konstruktion nach der stl Konvertierung kantig (Autodesk Inventor 2015, eigene Darstellung).

Damit das Modell fehlerfrei gedruckt werden kann muss es „wasserdicht“ sein, d.h. es dürfen keine mathematisch undefinierten Löcher/Fehler in der Oberfläche sein, die nicht durch Polygone definiert sind. Dies bedarf bei vielen virtuellen Konstruktionen der Nachbearbeitung durch Korrekturprogramme vor dem 3D-Druck, um diese Löcher/Fehler zu korrigieren.

Eine stl-Datei, die in 3D gedruckt werden soll, wird anschließend mit einer auf den Drucker abgestimmten „Nestingsoftware“ am PC auf die Bauplattform des 3D-Druckers positioniert und ggf. erforderliche Stützstrukturen berechnet.

Die genestete stl-Datei wird dann von der Firmware des 3D-Druckers gelesen und in viele dünne, gleichstarke, horizontale Schichten von 0,025 – 1 mm unterteilt (Abbildung 5). Dieser Vorgang wird „slicing“ genannt. Eine Schicht entspricht einer zu druckenden Schichtstärke auf der vertikalen Z-Achse des Druckers. Je größer die Schichtstärke, desto höher die Druckgeschwindigkeit, jedoch verringert sich die Detailwiedergabe und Oberflächenbeschaffenheit.

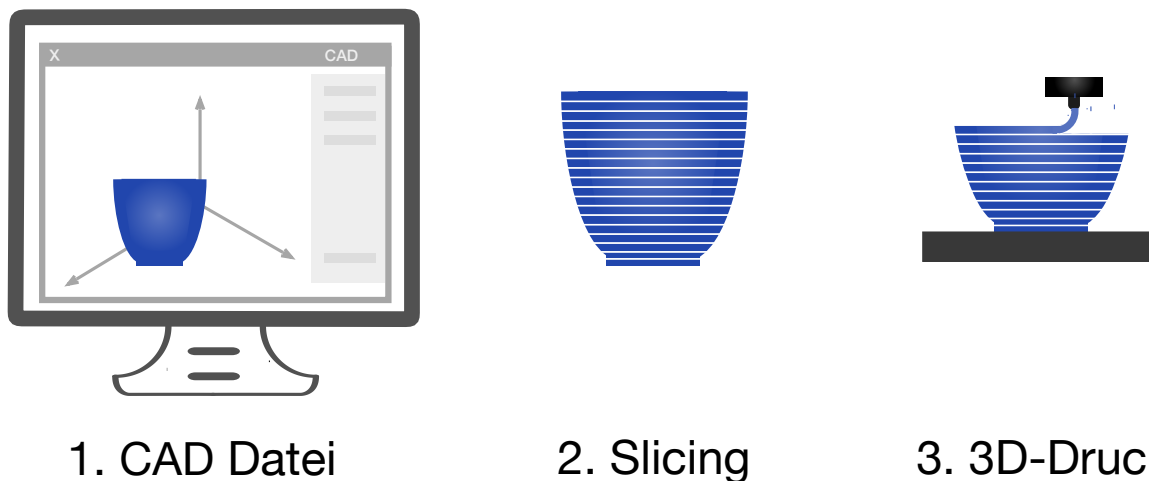


Abbildung 5: Schematische Darstellung eines CAD Modells, dessen virtuellen Aufteilung in Schichten (Slicing). Die errechneten Schichten werden vom 3D-Drucker gedruckt. Die Schichtstärke beträgt je nach 3D Drucker ca. 0,025mm – 1mm. Beispielfhaft ist hier ein Filamentdruck gezeigt.

Nachdem die erste Schicht auf die Bauplattform des 3D-Druckers gedruckt wurde, wird die zweite Schicht auf die erste Schicht aufgedruckt. Anschließend folgt die nächste Schicht und so weiter. Der Druckkopf bewegt sich in der Regel in X- Y-Ebene. Abhängig von dem verwendeten System eines 3D-Druckers, senkt oder hebt sich das Objekt auf der Z-Achse nach jeder fertigen Schicht um die im Slicingprozess festgelegte Schichtstärke. Es wird die nächste Schicht aufgebaut mit abschließendem Heben oder Senken des Objekts um eine Schichtstärke.

Manche Druckverfahren benötigen für einen exakten Druck Stützmaterial. Möchte man z.B. ein kleines Modellhaus bauen, mit einem vorstehenden Dach, würde der 3D-Drucker die

Wände problemlos drucken können, da sie aufeinander aufbauen. Der unterste Punkt des Vordachs würde jedoch ins Leere gebaut werden bzw. der Untergrund bestünde z.B. aus flüssigem Kunststoff, welcher den untersten Punkt des Vordachs nicht lagestabil halten kann. Stützmaterialien werden von einem zweiten Druckkopf aufgebracht und nach Fertigstellung des Objekts entfernt. Ein viel verwendetes Stützmaterial ist Wachs, welches anschließend mit heißem Wasser entfernt werden kann. In unserem Falle des Vordachs hätte der zweite Druckkopf vom Boden bis zum Beginn des Vordachs eine Stützwand mit Wachs aufgetragen, auf dem der tiefste Punkt des Vordachs vom 3D-Drucker platziert werden kann.

Andere Druckerverfahren drucken Stützstrukturen aus dem Hauptdruckmedium, welche nach Fertigstellung des Drucks händisch entfernt werden müssen.

Einige 3D-Druckverfahren, größtenteils die Pulver basierten, benötigen bei Bedarf eine Nachbehandlung mit einem Infiltrat, um die porige Struktur des gedruckten Objekts zu schließen und damit widerstandsfähiger zu machen.

Die folgende Auflistung soll als grober Überblick die Grundarten verschiedener 3D-Drucker darstellen, mit dem Fokus auf Kunststoff verarbeitende Technologien. Es gibt mehrere konkurrierende Herstellerfirmen von 3D-Druckern, wovon einige ihre eigene Druckertechnologie patentrechtlich schützen haben lassen. Daraus resultiert eine große Variation an Gattungsnamen und parallel existierenden Sammelnamen für technisch ähnliche Verfahren.

3.7.7.1 Stereolithographie

Stereolithographie ist der additive Prozess, bei dem über schichtweise Photopolymerisation Bauteile aufgebaut werden. Unter Photopolymerisation (Ehrenstein 1999) versteht man eine Reaktion, bei der unter Lichteinfluss aus Einzelmolekülen (=Monomer) ein vierteiliges Konstrukt (=Polymer) entsteht.

Das energiereiche Licht löst eine Startreaktion aus, indem die chemisch inaktiven Initiatoren (=Radikalstarter) durch die Bestrahlung zu Radikalen werden (Abbildung 6a.)). Die Radikale besitzen ein freies ungepaartes Elektron, was sie äußerst reaktionsfreudig macht. Dadurch sind die Radikale in der Lage, sich mit einem Monomermolekül zu verbinden, indem sie die Doppelbindung des Monomers öffnen (Abbildung 6b.)). Es entsteht ein radikalisiertes Monomermolekül welches sich mit weiteren Monomermolekülen verbindet (Abbildung 6c.)). Dieser Vorgang läuft so lange als Kettenwachstum (Abbildung 6d.)) fort, bis es zu einer Abbruchreaktion kommt. Folgende Abbruchreaktionen des Polymerisationsfortschritts sind möglich:

1. Radikalisiertes Polymer trifft auf Radikal des Initiators
2. Radikalisiertes Polymer trifft auf Radikalisiertes Monomermolekül

3. Radikalisches Polymer trifft auf Radikalisches Polymer
4. Übertragung eines Wasserstoffatoms zu einem Makroradikal
5. Eliminierung eines bindungsfähigen Wasserstoffatoms

a.) Initiator R-R:	$R-R \xrightarrow{\text{Licht}} R^{\bullet} + R^{\bullet}$	Kettenstart durch Radikalbildung
b.) Radikal R^{\bullet} trifft auf Monomer $C=C$	$R^{\bullet} + C=C \longrightarrow R-C-C^{\bullet}$	Entstehung eines radikalischen Monomermolekül
c.) Radikalisches Monomermolekül trifft auf Monomermolekül	$R-C-C^{\bullet} + C=C \longrightarrow R-C-C-C-C^{\bullet}$	Radikalisches Polymer
d.) Kettenwachstum	$R-C-C-C-C^{\bullet} + C=C \longrightarrow R-C-C-C-C-C-C^{\bullet}$	

Abbildung 6: Photopolymerisation

- zu a.) inaktiver Initiator zerfällt durch Lichteinfluss in zwei reaktionsfreudige Radikale mit einem ungepaarten Valenzelektron.
- zu b.) Das Radikal R^{\bullet} lagert sich an ein Monomer an und bricht dessen Doppelbindung. Dadurch entsteht ein radikalisches Monomermolekül.
- zu c.) Das frisch entstandene radikalische +Monomermolekül verbindet sich mit angrenzenden Monomermolekülen. Verbinden sich zwei oder mehrere Monomermoleküle spricht man von einem Polymer. Durch das angelagerte Radikal mit einem ungepaarten Valenzelektron spricht man von einem radikalischen Polymer, dass sich mit weiteren angrenzenden Monomeren verbindet.
- zu d.) Schematische Darstellung des weiteren Polymerisationsfortschritts durch Anlagern von Monomeren an das radikalische Polymer, auch Kettenwachstum genannt.

Ein solcher lichthärtender Kunststoff wird beim 3D Druck mittels Stereolithographie von einem Laserstrahl abgefahren, wodurch dieser in dünnen horizontalen Schichten auspolymerisiert. Dies geschieht in einem Kunststoffbad. Nach jedem Belichtungsschritt wird das Werkstück um genau eine Schichtstärke abgesenkt und der flüssige Kunststoff an der Oberfläche durch einen Wischer gleichmäßig verteilt. Das nächste Schnittbild wird dann direkt auf die Oberseite der vorhergehenden ausgehärteten Schicht aufgetragen. Dies wird wiederholt, bis alle Schichten, die beim „slicing“ berechnet wurden, gedruckt sind und somit das Werkstück fertiggestellt ist. Eine Weiterentwicklung dieser klassischen Stereolithographie sind Bottom-Up Geräte, bei denen sich die Bauplattform nicht absenkt, sondern nach oben aus dem Kunststoffbad herausfährt (Abbildung 7). Der Laserstrahl trifft dabei von unten durch den transparenten Boden des Behälters auf das Kunststoffbad. Eine z.B. aus Teflon oder Silikon gefertigte Antihafschicht am Boden des Kunststoffbadbehälters (im folgenden Resinbehälter genannt) verhindert ein Anhaften des aushärtenden Kunststoffes am Resinbehälterboden.

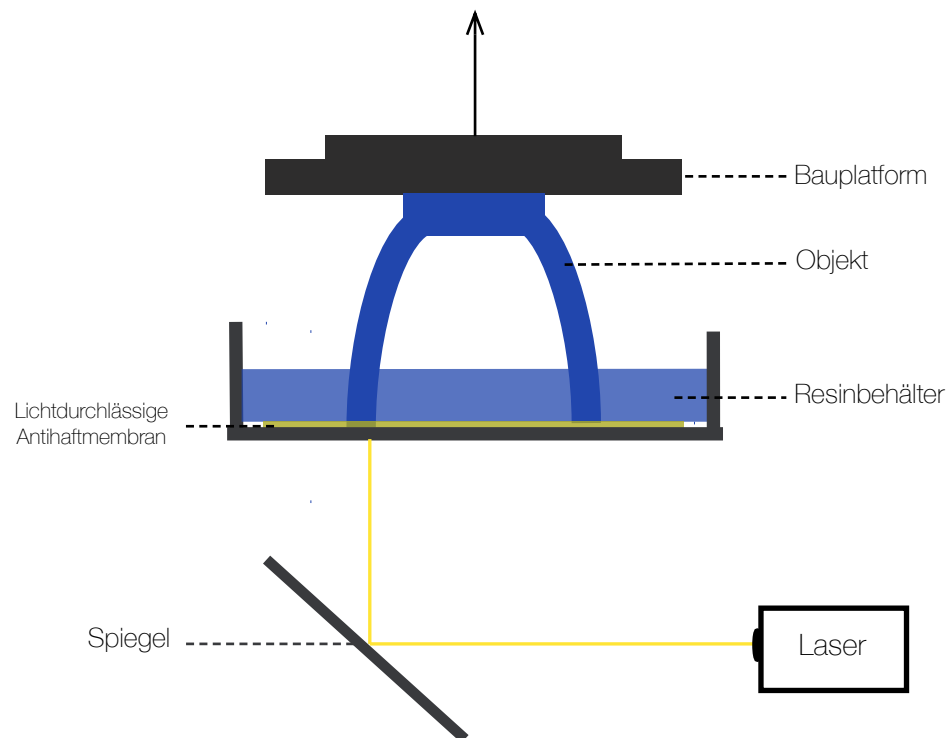


Abbildung 7: Schematische Darstellung eines Bottom-Up 3D-Druckers mit einem Resinbehälter mit lichthärtendem flüssigem Kunststoff. Der für die Photopolymerisation zuständige Laser wird durch einen beweglichen Spiegel gesteuert. Der Boden des Resinbehälters ist für den Laserstrahl durchlässig.

DLP 3D-Drucker („digital light processing“) arbeiten ebenso nach dem Prinzip der Stereolithographie. Beim DLP-Druck projiziert eine Art Beamer die komplette zu druckende Schicht auf die Bauplattform wodurch die gesamte Schicht auf einmal ausgehärtet wird. Anschließend hebt sich das Objekt um die Höhe der nächsten Schichtstärke. Die DLP Technik ermöglicht damit eine höhere Druckgeschwindigkeit.

CLIP-DLP Drucker (continuous liquid interface production) ermöglichen einen fortlaufenden 3D Druck. Dies wird durch das blitzartige Projizieren der Schicht und die kontinuierliche Bewegung der Bauplattform erreicht (Januszewicz et al. 2016).

Abhängig von dem zu druckenden Objekt werden Stützmaterial oder Stützpfeiler benötigt, sowie ein lichtinduziertes Nachhärten, um maximale Materialfestigkeit zu erreichen. Bei der Verknüpfung der Monomere zu einem Polymer kommt es zu einer Verdichtung des Materials und damit zu einer Schrumpfung. Durch Füllstoffe kann die Volumenschrumpfung reduziert werden, ebenso durch die von der Software des 3D-Druckers berechnete Überdimensionierung des Werkstücks.

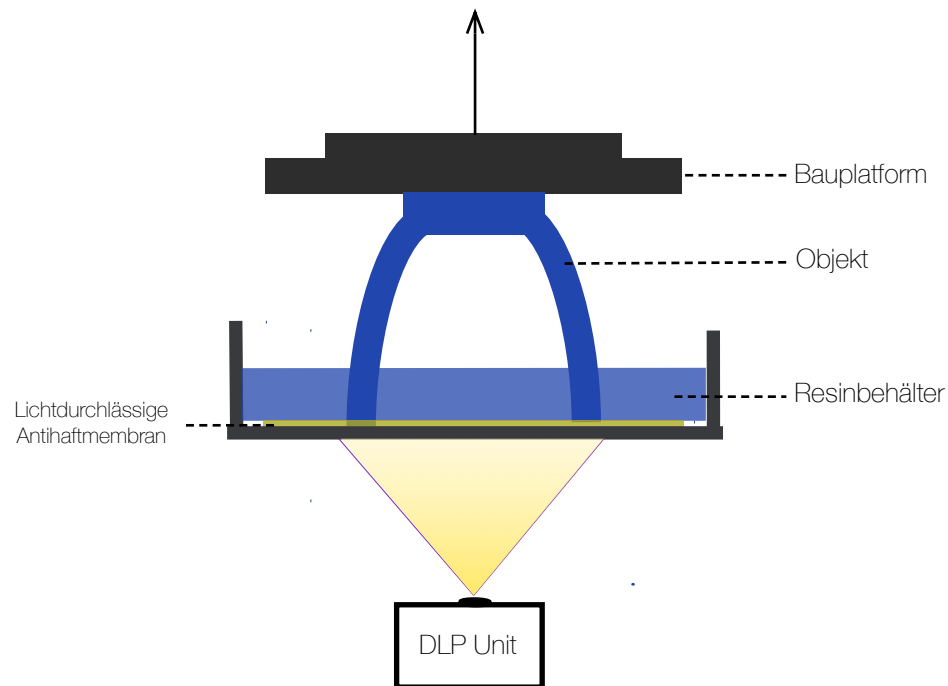


Abbildung 8: Schematische Darstellung eines DLP-3D-Druckers mit einem Resinbehälter mit flüssigem, durch Licht aushärtenden Kunststoff und DLP Einheit (Beamer).

3.7.7.2 Multi-Jet-Modeling (MJM)

Beim Multi-Jet-Modeling wird flüssiger Kunststoff nach der Platzierung auf der Bauplattform bzw. dem Objekt durch UV-Licht photopolymerisiert.

Sofort nach der Platzierung eines winzigen, gelartigen Kunststofftropfens wird der Kunststoff polymerisiert und damit verhindert, dass es zum Verlaufen dieses Kunststofftropfens kommt. Das Multi-Jet-Modeling hat eine vergleichbare Auflösung und Oberflächenqualität wie die Stereolithographie und eignet sich gut für die Herstellung kleiner Objekte mit hoher Detailwiedergabetreue. Auch dieses Verfahren benötigt Stützmaterial welches später entfernt werden muss.

Ein patentiertes Verfahren der Firma Stratasys namens PolyJet arbeitet nach demselben Prinzip. Durch die Verwendung mehrerer Druckköpfe, können in einem Arbeitsgang verschiedenartige Kunststoffe gedruckt werden, welche sich z.B. in ihrer Shore-Härte unterscheiden (Fastermann 2014).

Eine Studie des Department of Prosthodontics der Universität Malmö, Schweden, hat vier verschiedene auf Photopolymerisation basierende, additive Fertigungstechniken verglichen und kommt auf eine Genauigkeit von kleiner als 100 μm bei einer Standardabweichung von durchschnittlich 40 μm bei einer Objektgröße A 16x16x7 mm bzw. Objektgröße B 44x14x24 mm (Braian et al. 2016).

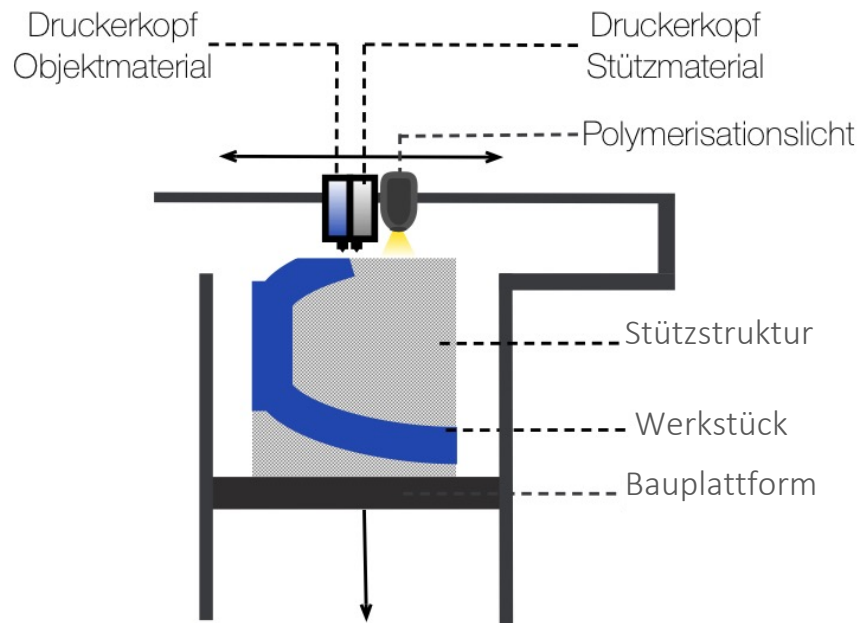


Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Multi-Jet-Modeling (MJM) 3D-Druckers. Objekt- und ggf. Stützmaterial werden aufgetragen und sofort mittels Polymerisationslicht ausgehärtet.

3.7.7.3 Inkjet-3d-Printing – 3DP

Bei dem 3D-Pulverdruck wird ein flüssiger Binder auf ein Pulverbett durch einen Druckkopf aufgetragen. Das pulverförmige Rohmaterial wird zu Beginn von einem Container in die Druckkammer des 3D-Druckers befördert und glattgezogen. Ein Druckkopf, der vergleichbar mit einem Tintenstrahldrucker ist, gibt entsprechend der zu druckenden Schicht flüssigen Binder in das glattgezogene Pulver, das sich daraufhin verbindet und plastisch wird. Je nach Binder kommt es zu einem Verkleben des Pulvers oder zur einer Kristallisation (z.B. bei gipsbasiertem Pulver) (Fastermann 2014).

Mit dem Verfahren können z.B. Kunststoffe, Gipse, Keramiken, sowie Zellulose gedruckt werden. Die gedruckten Objekte müssen anschließend von nicht gebundenem Pulver befreit und die poröse Oberfläche mittels eines imprägnierenden Lacks verdichtet werden.

3.7.7.4 Selektives Lasersintern (SLS)

Selektives Lasersintern ist ein pulverbasiertes System und dem Inkjet-3d-Printing sehr ähnlich. Das Pulver wird vorgewärmt und ein Laser fährt die zu druckende Schicht ab. Durch das Vorwärmen des Pulvers und das kurze Auftreffen des Lasers versintern die Pulverbestandteile im Einflussbereich des Lasers miteinander und mit der darunterliegenden Schicht. Nach Fertigstellung einer Schicht wird der Bauraum um eine Schichtstärke abgesenkt, aus einem Container

wird neues Pulver aufgetragen und glattgezogen und der Laser beginnt die nächste Schicht abzufahren. Als Werkstoffe kommen hauptsächlich Thermoplaste und Metalle zum Einsatz.

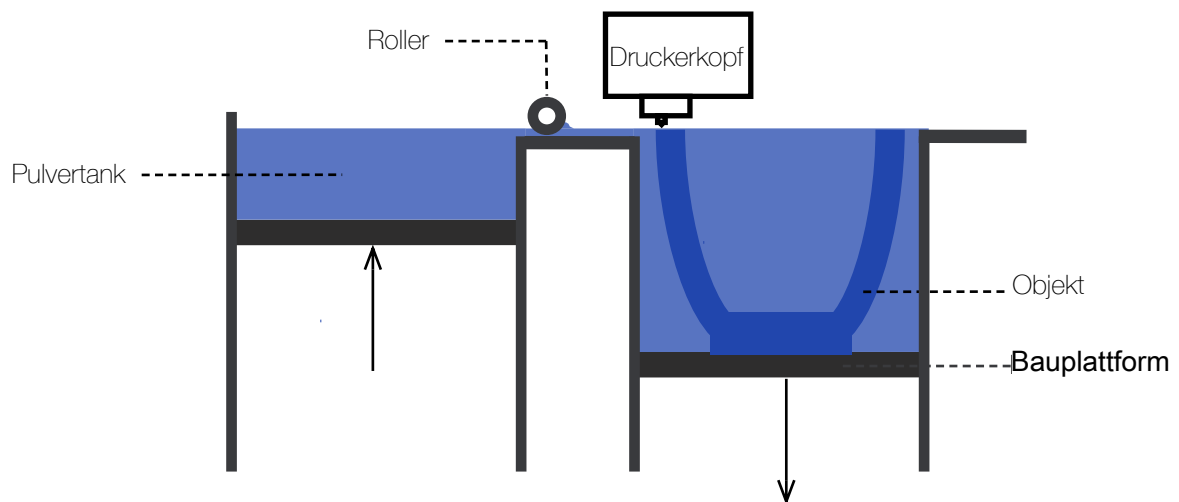


Abbildung 10: Schematische Darstellung Inkjet-3d-Printing. Das zugeführte Pulver wird durch die Zugabe von Binder aus dem Druckerkopf ausgehärtet.

3.7.7.5 Fused Filament & Fused Deposition Modeling

Fused Deposition Modeling (FDM) wurde von der Firma Stratasys entwickelt und patentiert und bedeutet übersetzt „Modellierung durch Schmelzauftrag“. Das sogenannte „Fused Filament Fabrication (FFF)“ Verfahren ist vergleichbar und wird von vielen Herstellern verwendet. Es ist bei privaten Anwendern aufgrund des simplen Aufbaus und der geringen Kosten sehr verbreitet. Bei diesem Verfahren wird ein thermoplastischer Kunststoff oder Wachs in Drahtform in einen beheizten Druckerkopf befördert. Ein Extruder innerhalb des Druckerkopfs befördert das flüssige Baumaterial an die Druckerdüse. Der Druckkopf ist in der XY-Ebene beweglich und spritzt mit dem flüssigen Baumaterial das zu druckende Schnittbild. Nach Fertigstellung einer Schicht wird das Objekt eine Schichtdicke auf der Z-Achse heruntergefahren und der Druckerkopf beginnt mit dem Drucken der nächsten Schicht.

Die Kosten für die FDM bzw. FFF Drucker sind auch für Privathaushalte erschwinglich, außerdem eignet sich das Verfahren als Alternative für Spritzgussfertigung, insbesondere bei nicht entformbaren Teilen. Für sehr kleine Bauteile mit hoher Dimensionstreue ist das Verfahren allerdings weniger geeignet.

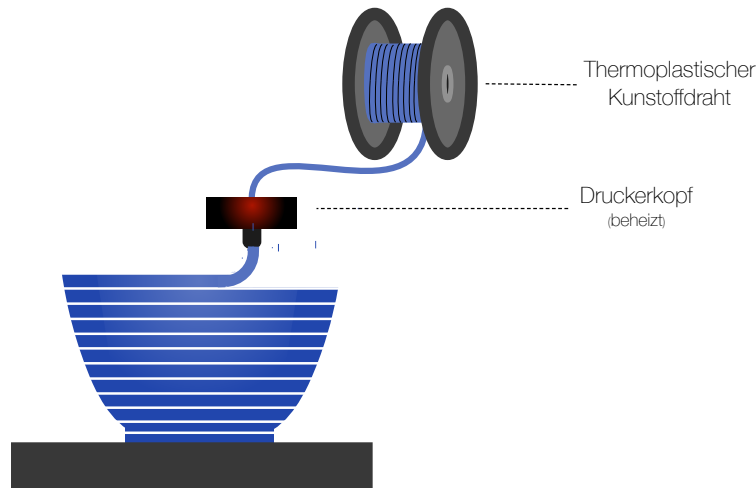


Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Fused Deposition Modeling (FDM) 3D-Druckers. Der Auftrag des Materials erfolgt mittels eines Druckerkopfes, in dem das als Filament zugeführte Material aufgeschmolzen und schichtweise aufgetragen wird.

3.8 CAD/CAM Technik in der Zahnmedizin

Die CAD/CAM Technologie hat in den 1980er Jahren Eingang in die Zahnmedizin gefunden (Miyazaki et al. 2009). Die ersten CAD/CAM Systeme verwendeten einen mechanischen Pantographen (Koordinatenmessmaschine), dessen kugelförmige Spitze ein Gipsmodell abtastet und digitalisiert sowie die optische Abtastung mittels Triangulation mit Streifenlicht oder Laser (Persson et al. 1995). Mit Hilfe des digitalisierten Modells kann virtuell am PC für jeden Patienten individueller Zahnersatz in Form von Kronen und Brücken konstruiert und dann mittels subtraktiver oder additiver Fertigungstechnik hergestellt werden.

Das in der Zahntechnik perfektionierte Lost-Wax Gussverfahren von Edelmetallen und Nicht Edelmetallen (NEM), kombiniert mit einer hohen Qualifikation des Zahntechnikers ist die Referenz, mit der sich alle CAD/CAM gefertigten Restaurationen und Anfertigungen in der Zahnmedizin messen müssen.

Durch den Einsatz der CAD/CAM Technologie können hochfeste Materialien wie Zirkoniumoxid (ZrO_2) oder Aluminiumoxid (Al_2O_3) als Zahnersatz verwendet werden, deren Anwendung mit konventionellen Methoden gar nicht oder nur mit großem Aufwand realisierbar wären. Individuell gefertigte CAD/CAM Implantat-Abutments aus Titan oder Zirkonoxid haben eine minimal bessere Überlebensrate und bieten für den Patienten bessere ästhetische Resultate (Wittneben et al. 2016).

Chairside Systeme ermöglichen das zeitsparende, direkte digitale Scannen der Zahnsituation im Mund. Die indirekte Scan-Methode benötigt dafür das händische Abformen der Mundsituation mit einer Abformmasse und Erstellen eines Gipsmodells und Scannen dieses Gipsmodells

mit einem Laborscanner. Mit dem direkten digitalen Workflow können Patienten innerhalb einer Sitzung vollkeramisch mit einer vergleichbaren Passung wie die konventionelle Kronenherstellung versorgt werden (Renne et al. 2016; Wesemann et al. 2016).

Mittels eines 3D Gesichtscanners (Face Hunter, Zirkonzahn, Gais, Südtirol) können Zahnrestaurationen unter Berücksichtigung des Gesicht- und Lippenbildes, schädelbezüglich am PC konstruiert werden und mittels CAM Technologie hergestellt werden.

Der histologisch anatomische Druck von Zähnen ist Stand aktueller Forschung. Dabei wird versucht, anhand von histologischen Schnittbildern von Zähnen einen möglichst exakten Nachbau derselben zu realisieren. Die Dentin-Schmelz Grenze und Schmelzoberfläche sind für die Lichtbrechung und Transluzenz des echten Zahnes von großer Bedeutung. Durch Multi-Jet 3D-Drucker werden, mithilfe von in Datenbanken hinterlegten Dentin- und Schmelzschnittbildern, Zähne gedruckt, deren Aufbau dem des natürlichen Zahnes gleicht (Schweiger et al. 2016).

In der Kieferorthopädie ermöglicht die CAD/CAM unterstützte Planung und Therapie die Verkürzung der Behandlungszeit (Brown et al. 2015; Weber et al. 2013). Mithilfe von Intraoralscannern ist ein rein digitaler Workflow möglich und unterstützt die Analyse und Therapieplanung von Schienen und Multibandapparaturen (Barone et al. 2016).

Das Anfertigen von Gipsmodellen und die platzzehrende Aufbewahrung dieser entfällt. Nach dem Digitalisieren kann über geeignete CAD Software u.a. die Zahnstellung vor Beginn der Therapie, sowie die geplante Okklusion visualisiert werden. Des Weiteren können virtuelle Wurzeln anhand der Kronenform und Stellung berechnet und bei der Planung mitberücksichtigt werden. Mittels CAD/CAM Systemen lassen sich patientenspezifische Brackets herstellen, deren Klebefläche an den jeweiligen Zahn angepasst ist (Wiechmann et al. 2003). In einer Studie von Dennis J. Weber et. al. (Weber et al. 2013) wurde der Effekt und die Effizienz durch CAD/CAM individuell hergestellten Brackets mit konventionellen Brackets verglichen. Dabei wurden Brackets mit einem individuellen Torque anhand der virtuellen Therapieplanung gefertigt. Beide Therapien hatten vergleichbare Ergebnisse, die Behandlungsdauer der mit individualisierten Brackets therapierten Patienten war jedoch um ca. 7 Monate geringer.

Weiterhin lassen sich mit Hilfe einer CAD/CAM-Technik gefertigten indirekten Übertragungsschablone (bonding jigs) die am PC geplanten Bracket Positionen auf den Patienten effizient übertragen. Die erwähnten Studien von Weber und Brown geben jedoch keine Auskunft darüber, ob die Verkürzung der Behandlungsdauer aufgrund der Individualisierung der Brackets oder durch den CAD/CAM gefertigten Übertragungsbogen (bonding jigs) erzielt wurde.

R. Müller-Hartwich et. al von der Charité Berlin untersuchten den Erfolg von CAD/CAM gefertigten Bögen mit klinischem Erfolg (Muller-Hartwich et al. 2016).

In einer Machbarkeitsstudie von Krey et al. konnte die klinische Umsetzung eines vollständig digitalen Workflows mit individuell designten und 3D-gedruckten Brackets gezeigt werden (Krey et al. 2016).

Die CAD/CAM Technologie spielt eine immer wichtigere Rolle in der Zahnmedizin. Durch die ständige Weiterentwicklung erschließen sich weitere Einsatzgebiete, neue Materialien, genauere Fertigungstoleranzen und Minimierung des Zeitaufwandes für die Herstellung von Zahnersatz und orthodontischen Apparaturen. Die CAD/CAM Systeme erleichtern auf den ersten Blick viele Bereiche in der Zahnmedizin. Sie ersetzen jedoch in der Regel nicht die Expertise und praktische Erfahrung eines Behandlers und Zahntechnikers und sind deswegen nicht in der Lage, diese zu ersetzen. Die Entwicklung der CAD/CAM Systeme geht jedoch sehr schnell voran, was einerseits viele neue Möglichkeiten eröffnet, andererseits aber auch Risiken mit sich bringen kann, insbesondere dann, wenn neue Technologien ohne wissenschaftliche Prüfung und Langzeitstudien den Markt überfluten. Die von den Herstellern angepriesenen Vorteile ihrer Systeme sind oft mit kaufmännischen Argumenten verknüpft und bedürfen deshalb einer unabhängigen wissenschaftlichen Überprüfung.

4 Problemstellung

Für den behandelnden Kieferorthopäden ist es wichtig zu wissen, welche Passung bzw. wieviel Spiel ein Draht im Bracket hat. Die Hersteller kieferorthopädischer Brackets erklären weder mit welcher Methode sie die Breite des Bracket-Slots messen, noch geben sie Auskunft über die Toleranzen. Die auf dem Markt befindlichen Brackets weisen eine gewisse Spielpassung auf, welche sich auf die Übertragung des Torque und auf die resultierende Friktion auswirkt (Meling et al. 1998). Meling et. al. haben in ihren Untersuchungen Toleranzen im Übermaßbereich von +0,013 mm bis zu +0,023 mm für ein 0.018 Inch Bracket gemessen. Ähnliche Messwerte ermittelten auch Creekmore und Kunik für 0.018 Inch Brackets mit Abweichungen von bis zu +0,032 mm (Creekmore und Kunik 1993). Das sich dadurch ergebende Spiel zwischen Bogen und Bracket-Slot vermindert das real mögliche gegenüber dem theoretisch angenommenen Torque Moment ganz erheblich (Dalstra et al. 2015).

Die spielfreie, initiale Torque Übertragung des V-förmigen Drahtes im Bracket-Slot des RED-Brackets wurde in einer Untersuchung von Frau Prof. A. Wichelhaus 2017 nachgewiesen (Wichelhaus 2017). Aus dieser Forschungsarbeit geht auch hervor, dass die auf den Zahn ausgeübten Kräfte deutlich geringer waren, als die konventioneller Systeme. Dies ist auf die elastodynamische Konstruktion des RED-Brackets zurückzuführen, welche auf der Superelastizität des Brackets aus NiTi beruht.

Bei konventionellen Techniken geschieht die Kontrolle der Friktion zumeist mittels Drahtligaturen. Um eine Kontrolle über die Bewegung des Drahtes im Slot zu haben ist es wünschenswert, die Friktion zwischen Bracket und Draht individuell einstellen zu können. Hingegen zeigten H. A. Schumacher et al (Schumacher et al. 1990) in einer Forschungsarbeit, dass die mechanische Spannung einer Drahtligatur und damit die durch die Ligatur ausgeübte Friktion Behandler abhängig ist. Um diese Abhängigkeit der Ligaturspannung vom Behandler zu verringern ist es notwendig, ein System zu entwickeln, welches, im Zusammenspiel mit dem zugehörigen Bracket, eine therapeutisch bestimmbare Friktionskraft hervorruft, die damit Behandler unabhängig ist.

Ziel dieser Arbeit war daher die Untersuchung, ob mittels eigens entwickelter funktioneller Kappen in unterschiedlichen Geometrien die Friktionskraft für das RED-Bracket-System Behandler unabhängig eingestellt werden kann. Dazu waren die Friktionskräfte an neu entwickelten und als Prototypen hergestellten Funktionskappen mit verschiedenartigen Designs zu messen und deren Eignung nachzuweisen.

5 Material und Methodik

5.1 Aufgabenstellung

Die Aufgabenstellung lautete eine funktionelle Kappe für das RED-Bracket zu entwickeln, mit welcher die Friktion zwischen Bogendraht und RED-Bracket anwenderunabhängig eingestellt werden kann und die Kappe die Aufgabe der Ligatur übernimmt. Durch abschließende Friktionsversuche von unterschiedlich breiten Kappentypen an einem Friktionsprüfstand wurde die Funktionalität der entwickelten Kappen gemessen.

Die zu Beginn der Forschungstätigkeiten gestellte Aufgabenstellung bestand darin, dass auf einen Kunststoffzahn geklebte RED-Bracket mit einem dentalen Laborscanner einzuscannen und anhand der Scandaten eine funktionelle Kappe herzustellen. Die Anforderungen an das zu entwickelnde Bauteil waren vielfältig:

1. Fixierung des Drahtes im Bracket-Slot
2. Einfache händische Applizierung der Kappe auf das Bracket
3. Einfache händische Entfernung der Kappe vom Bracket
4. Widerstandskraft gegenüber äußeren Einflüssen (Zähneputzen, Kauvorgang)
5. Geringe Bauhöhe und Ausdehnung
6. Definierte Friktion des Drahtes im Bracket-Slot durch die Kappe
7. Camouflage des metallfarbigen Brackets durch zahnfarbenes Kappenmaterial

Das Einscannen des auf einen Kunststoffzahn aufgeklebten RED-Brackets wurde mit dentalen Laborscannern Map400 (Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland) und S600 (Zirkonzahn GmbH, 39030 Gais, Südtirol) durchgeführt. Bei beiden Scannern handelt es sich um Streifenlichtscanner. Die Scanergebnisse waren jedoch nicht zufriedenstellend, da die scharfen Kanten und Aussparungen des 2,8 mm x 2,0 mm kleinen Brackets entweder nicht vollständig erfasst oder durch die Scannersoftware verrundet wurden.

Erste funktionelle Prototypen wurden durch das händische Auftragen von zahnmedizinischem Composite „Tetric EvoCeram“ (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) hergestellt.

Auf Nachfrage an den Hersteller (Redsystem GmbH, München) wurde im Mai 2016 die CAD-Datei des Brackets für Forschungszwecke zur Verfügung gestellt. Dadurch konnten ohne Einscannen mit dem CAD Programm Rhinoceros 3D (Robert McNeel & Associates, Seattle, USA) verschiedene Kappendesigns entworfen werden.

Auf dieses manuelle Auftragen folgend wurde versucht die konstruierte, 2,8 mm lange Kappe additiv herstellen zu lassen. Dazu wurde die Kappe zu einer Leiste von 20 mm Länge extrudiert. Die fertig gedruckte Leiste sollte anschließend in Stücke entsprechend der Länge des Brackets geschnitten werden. Diese Versuchsdrucke wurden von der Firma Keyence (Keyence, Osaka,

Japan) unternommen. Das dazu verwendete 3D Druckermodell Keyence „Agilsta“ basiert auf dem Multi-Jet verfahren (Kapitel 3.7.7.2). Die Ergebnisse waren zufriedenstellend, jedoch wiesen die gedruckten Exemplare je nach Ausrichtung auf der Bauplattform unterschiedliche Abweichungen von der Konstruktionsdatei auf. Diese waren z.B. an dem Innenwinkel sowie an dem auslaufenden Kappenflügel unter dem Mikroskop (LOMO MBS-10 0,6x-7,0x) deutlich zu erkennen. Die Innenflächen der Kappe, insbesondere entlang des Innenwinkels, wiesen jedoch eine, herstellungsbedingte, leicht wellige Oberfläche auf, welche sich negativ auf die Passung der Kappe auf das Bracket auswirkte.

Es folgte der Umstieg der verwendeten Konstruktionssoftware von Rhinoceros 3D auf Autodesk Inventor 2015 (Autodesk, San Rafael, USA) im August 2016. Die mit Rhinoceros 3D erstellten Kappendesigns wurden in Autodesk Inventor 2015 importiert und überarbeitet. Mit der neuen Software konnten Parameter wie Kappendicke, Radien, Winkel und Unterschnitte besser modifiziert und dokumentiert werden. Die Software und der PC Arbeitsplatz wurde von der Poliklinik für Kieferorthopädie am Klinikum der LMU München zur Verfügung gestellt.

5.2 Bereitstellung eines 3D Druckers

Im Januar 2016 wurde in der Poliklinik für Kieferorthopädie am Klinikum der LMU München ein eigener 3D Drucker erworben (Abbildung 12). Ziel war es, die in Autodesk Inventor 2015 konstruierten Kappendesigns selbständig additiv herzustellen.

Aufgrund der geringen Materialdicke der Kappe von nur maximal 0,5 mm und der Notwendigkeit, die Innenkontur so fehlerfrei wie möglich drucken zu können, wurde ein 3D-Drucker erworben, der mittels bottom-up Stereolithographietechnik arbeitet (siehe Kapitel 3.7.7.1).

Es handelt sich um den 3D Drucker Form2 der Firma Formlabs (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA), welcher aus einer Arbeitsgruppe am MIT in Boston hervorging und mit einer minimalen Schichtdicke von 25 µm in Richtung der Z-Achse arbeitet.



Abbildung 12: 3D Drucker Form2 der Firma Formlabs

5.3 Arbeitsablauf zur Entwicklung einer funktionellen Kappe

Der Arbeitsablauf mittels Autodesk Inventor 2015 und dem Form 2 3D Drucker war folgender:

1. Erstellen einer zweidimensionalen Skizze anhand der CAD Datei des RED-Brackets, die dem Querschnitt des gewünschten Kappendesigns entsprach
2. Mathematische Definition der zweidimensionalen Skizze
3. Extrusion der zweidimensionalen Skizze auf die gewünschte Länge und Export als stl-Datei
4. Nesten der stl-Dateien mittels der Software Preform (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA)
5. Additive Herstellung des extrudierten Kappendesigns mit dem Form2 3D Drucker. Der verwendete Kunststoff war Grau FLGPGR02 (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA), die Schichtdicke betrug 25 μm
6. Reinigung der gedruckten Prototypen mit Isopropylalkohol (90%) je nach Größe für 1-10 min in einem zweistufigen Reinigungsbad zur Entfernung nicht auspolymerisierten Kunststoffes von den Bauteilen
7. Nachpolymerisierung der gedruckten Kappendesigns in einen UV-Ofen (Kulzer Unilux AC, 200 W) für 40 Minuten
8. Untersuchung der fertigen Kappendesigns auf ihre Funktion und Analyse unter dem Mikroskop (LOMO MBS-10 0,6x-7,0x)

Dieser Arbeitsablauf wurde iterativ solange verbessert, bis ein gedruckter funktioneller Prototyp gefunden wurde, welcher eine zufriedenstellende Ausgangslage für weitere gezielte Optimierungen darstellte. Die Problematik bestand darin, dass die gedruckten Exemplare im Vergleich zur virtuellen stl-Datei herstellungsbedingten Abweichungen unterlagen, die sukzessive auszugleichen waren. Unter iterativ ist in diesem Fall zu verstehen, dass ein Prototyp nach dem Drucken analysiert und auf seine Funktion getestet und anhand der Analysenergebnisse die virtuelle Konstruktionsdatei abgeändert wurde.

Neben den generellen herstellungsbedingten Abweichungen war der Winkel in der Innenkontur, sowie die schmal auslaufenden abgerundeten Kappenflügel im Grenzbereich des Auflösungsvermögens des verwendeten 3D Druckers. Allerdings zeigte sich, dass es speziell diese Strukturen waren, die einen entscheidenden Einfluss auf die Applizierbarkeit und den Halt der Kappe hatten. Durch die geringe Bauteildicke wies die Kappe eine gewisse Flexibilität auf, die zusätzlichen Einfluss auf die Applizierbarkeit und den Halt der Kappe hatte.

Die Entwicklungen der Kappe liefen parallel mit der Optimierung des V-förmigen Drahtes.

5.4 Arbeitsablauf zur Entwicklung des V-förmigen Drahtes

Neben der Entwicklung der Kappe wurde parallel der von der Firma Redsystem GmbH (Redsystem GmbH, München) als stl-Datei zur Verfügung gestellte V-förmige Draht mittels des Form2 3D Drucker (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA) hergestellt und in seinen Dimensionen auf eine spannungsfreie Lage im Bracket-Slot ohne Aufbiegen des Brackets angepasst. Der gedruckte V-förmige Draht sollte ohne applizierte Kappe ohne Widerstand durch das Red-Bracket gleiten und die Friktion des Drahtes im Bracket-Slot sollte durch das Applizieren einer gedruckten Kappe erhöht werden können.

Die Herangehensweise bei der Herstellung war vergleichbar mit derjenigen der Kappe. Der Arbeitsablauf mittels Autodesk Inventor 2015 und dem Form 2 3D Drucker war dabei wie folgt:

1. Erstellen einer zweidimensionalen Skizze anhand der CAD Datei des V-förmigen Drahtes.
2. Mathematische Definition der zweidimensionalen Skizze (Abbildung 13 a.)).
3. Extrusion der zweidimensionalen Skizze auf die gewünschte Länge und Export als stl-Datei
4. Nesten der stl-Dateien mittels der Software Preform (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA).
5. Additive Herstellung des extrudierten Designs des V-förmigen Drahtes mit dem Form2 3D Drucker. Der verwendete Kunststoff war Grau FLGPGR02 (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA), die Schichtdicke betrug 25 μm .
6. Reinigung der gedruckten Prototypen mit Isopropylalkohol (90%) je nach Größe für 1 - 5 min in einem zweistufigen Reinigungsbad zur Entfernung nicht auspolymerisierten Kunststoffes von den Bauteilen.
7. Nachpolymerisierung der gedruckten Prototypen des V-förmigen Drahtes in einen UV-Ofen (Kulzer Unilux AC, 200 W) für 40 Minuten
8. Untersuchung der fertigen Prototypen auf ihre Funktion und Analyse unter dem Mikroskop (LOMO MBS-10 0,6x-7,0x) (Abbildung 13b.))

Die Ziele, die durch die Entwicklung und das Zusammenspiel von Draht und Bracket erreicht werden sollten, waren:

- a. Spannungsfreie Lage des Bogens im Bracket-Slot ohne Aufbiegen des Brackets
- b. Geringe Friktion beim Gleiten durch den Bracket-Slot ohne applizierte Kappe
- c. Friktion beim Gleiten durch das Bracket mit applizierter Kappe.

Wie bei der Kappe wurde der V-förmige Draht iterativ optimiert und herstellungsbedingte Abweichungen berücksichtigt, bis die gedruckten Exemplare den gesetzten Zielen entsprachen (Abbildung 14 a.) und b.)).

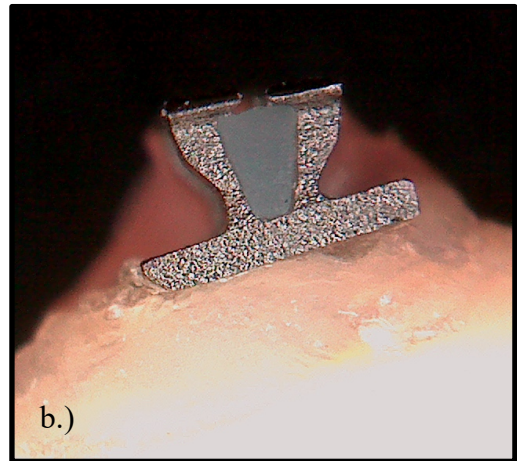
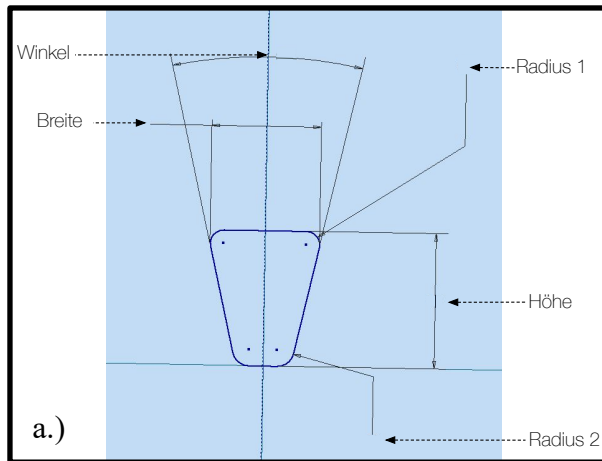


Abbildung 13: a.) Darstellung der definierten Skizze des V-förmigen Drahtes in Autodesk Inventor 2015; b.) Kontrolle der Passung zwischen dem V-förmigen Draht und der Kappe unter dem USB-Mikroskop (2,0 Mio Pixel, Conrad Electronic SE, Germany).

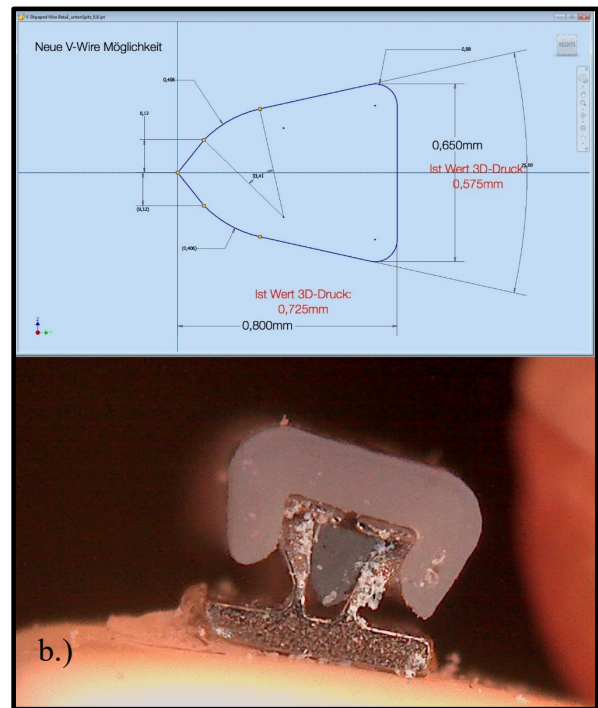
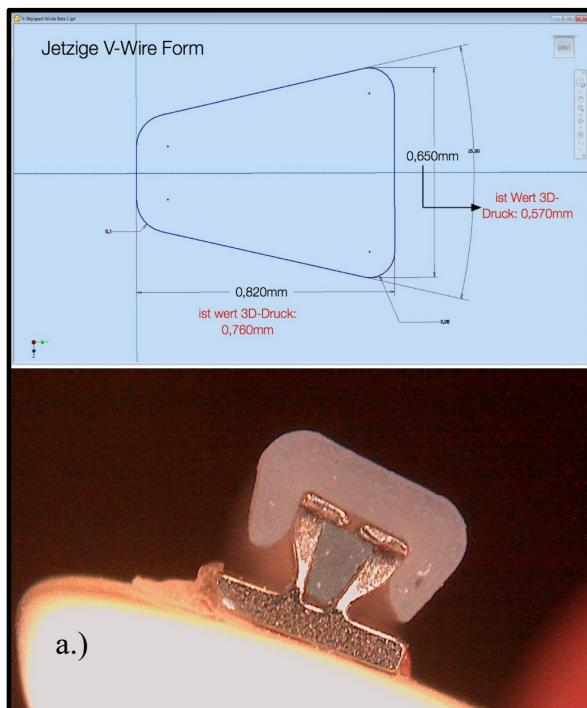


Abbildung 14: Analyse zweier unterschiedlicher Designs des V-förmigen Drahtes. Die Maße aus der Konstruktion entsprachen nicht den realen Abmessungen der gedruckten V-förmigen Drähte (siehe Vergleich Ist-Wert 3D-Druck (rote Beschriftung)).

Der V-förmige Draht wurde dazu in seiner Höhe und Breite variiert, um die oben genannten Ziele zu realisieren. Die Radien an den Ecken wie auch die Winkel der Seitenflanken wurden nicht geändert. Die Veränderungen, die sich aus den Höhen- und Breitenveränderungen des V-förmigen Drahtes ergaben, hatten nur einen geringen Einfluss auf die Kantenradien und den Winkel der Seitenflanken.

5.5 Zusammenspiel von Kappendesign und V-förmigen Draht:

Die Entwicklungen für die funktionelle Kappe und den V-förmigen Draht verliefen Hand in Hand. Abbildung 15 zeigt die erfolgreiche gleichzeitige Prototypenherstellung der Kappen und des V-förmigen Drahtes.

Wie in Abbildung 16 zu sehen ist, werden durch die funktionelle Kappe die Bracket-Flügel zusammengedrückt, um den eingelegten V-förmigen Draht zu fixieren. Die Abmessungen des

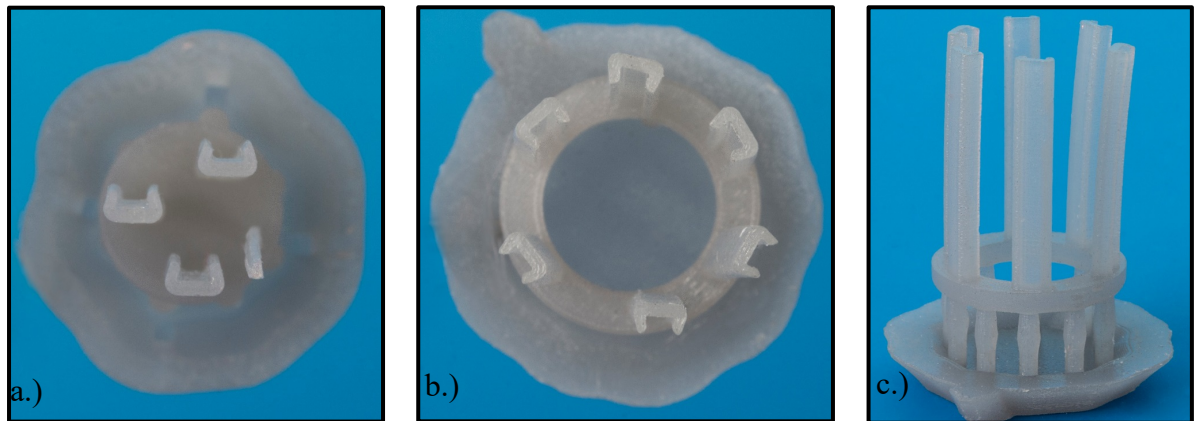


Abbildung 15: Drei verschiedene Fotos von Prototypen nach erfolgreicher Herstellung und Nachbehandlung unter ultravioletttem Licht. a.) drei Kappendesigns und der gedruckte V-förmige Draht. Bild b.) und c.) zeigen eine Charge von 6 Exemplaren einer Kappenbreite. Die extrudierte Länge beträgt 2,5 cm. Die Kappen wurden im nächsten Schritt in 4 mm lange Segmente geschnitten.

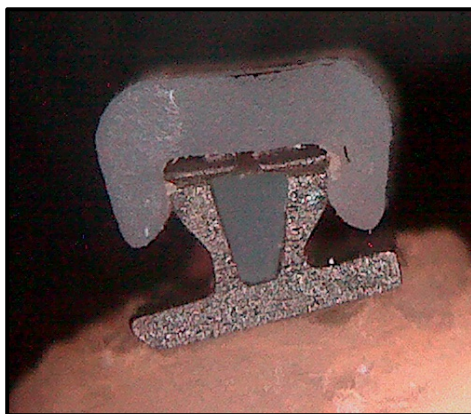
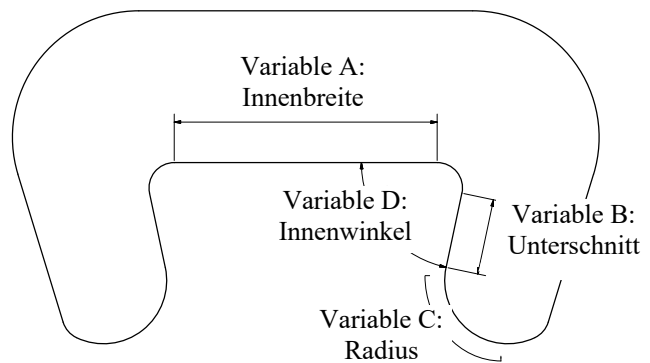


Abbildung 16: Zusammenspiel der gedruckten Kappen und V-förmigen Draht. Analyse der Passung, Funktion und Druckerqualität unter dem USB-Mikroskop (2 Mio. Pixel, Conrad Electronic SE, Germany).



<u>Variable</u>	<u>Untersuchungsbereich</u>
Variable A „Innenbreite“	Einfluss auf Applizierung Einfluss auf Friktion
Variable B „Unterschnitt“	Einfluss auf Applizierung
Variable C „Radius“	Einfluss auf Applizierung
Variable D „Innenwinkel“	Einfluss auf Applizierung Einfluss auf Passung

Abbildung 17: Schematische Darstellung der zu bestimmenden festen Variablen für die Entwicklung der Kappen. Die einzelnen Variablen sind den entsprechenden Auswirkungen gegenübergestellt.

V-förmigen Drahtes müssen zu den Abmessungen des Brackets gewählt werden, damit die Kappe ihre Funktion ausüben kann.

5.5.1 Definition sinnvoller Variablen

5.5.1.1 Variable A „Innenbreite“:

Mithilfe mathematisch definierter Skizzen in Autodesk Inventor 2015 wurden Kappen mit verschiedenen Innenbreiten von 1,040 mm, 1,080 mm, 1,120 mm, 1,160 mm und 1,200 mm additiv hergestellt (Abbildung 17). Hierfür wurde der Form2 3D Drucker mit dem Kunststoff Grau FLGPGR02 verwendet. Ziel war es, eine Kappeninnenbreite zu finden, welche einen gedruckten V-förmigen Draht fixiert, mit guter Fassung der Kappe auf dem Bracket und eine spezifische Friktion ausübt.

5.5.1.2 Variable B „Unterschnitt“:

Kappen mit einem Unterschnitt von 0,150 mm, 0,200 mm, 0,300 mm wurden im Form2 3D-Drucker mit dem Kunststoff Grau FLGPGR02 gedruckt.

5.5.1.3 Variable C „Radius“

Es wurden verschiedene Radien entworfen und deren Gestaltung beim Applizieren der Kappe untersucht (Abbildung 18).

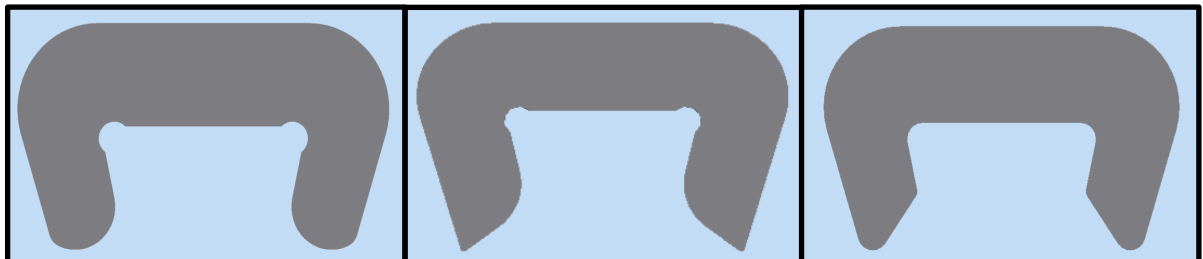


Abbildung 18: Verschiedene Konstruktionen der Variable „Radius“ in Autodesk Inventor 2015. Wie gut zu erkennen ist unterscheiden sich die Konstruktionen hinsichtlich der Form und Größe der Variable C (Radius) und hinzugefügter Unterschnitte an den Innenkanten.

Die Gestaltung des Radius gibt dem Anwender beim Applizieren ein gewisses haptisches Feedback. Es muss für den Anwender spürbar sein, wie die Kappe auf das Bracket gleitet. Abrupte Stopps bzw. ein Verkanten der Kappe verleiten den Anwender zu einem festeren Drücken auf die Kappe mit der Gefahr einer Schädigung des Brackets oder der Kappe.

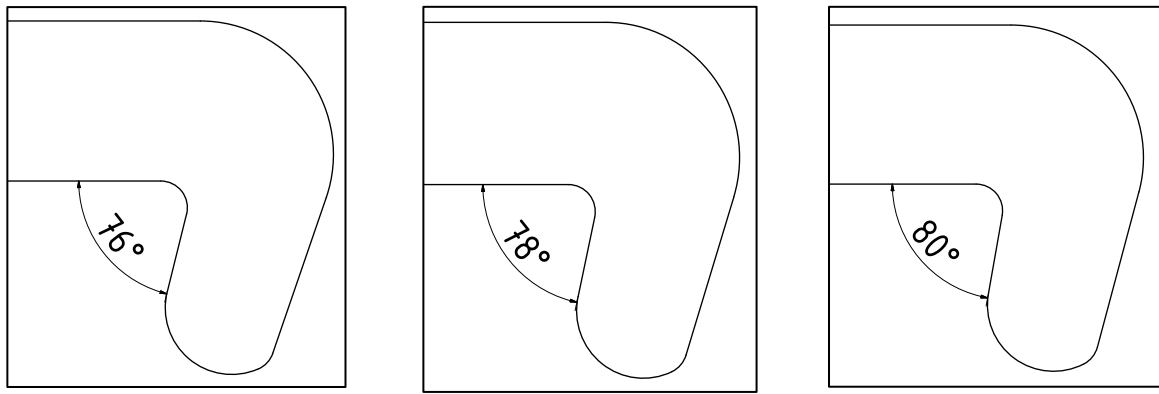


Abbildung 19: Zeichnung der Kappen mit unterschiedlichem Innenwinkel auf der Kappeninnenseite.

5.5.1.4 Variable D „Innenwinkel“

Es wurden Kappen mit Innenwinkeln von 76°, 78° und 80° mit dem Form2 3D Drucker, unter Verwendung des Kunststoffes Grau FLGPGR02, gedruckt und verglichen (Abbildung 19).

5.6 Gießen der Kappe und des V-förmigen Drahtes

Zu Versuchszwecken um die Auswirkungen der Eigenelastizität/Flexibilität und Duktilität der gedruckten Kappen und des V-förmigen Drahtes zu untersuchen, wurden die bisher gedruckten Objekte im „Lost-Wax Verfahren“ in einer dentalen Metalllegierung im Schleudergussverfahren gegossen.

Verwendet wurde die Einbettmasse 3Bettsmasse (Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg), als Metall wurde Remanium GM 800+ (Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen) verwendet.

5.7 Friktionsmessungen: Versuchsaufbau und -ablauf

Die Friktionsmessungen wurden an einer Instron 4444 Universal Prüfmaschine durchgeführt (Instron, Norwood, MA, USA). Für die Messdatenaufzeichnung wurde ein Sensor der Firma Instron aus der Baureihe 2530 Series, in der Ausführung 100 N Static Load Cell verwendet. Die Prüfmaschine war über eine IEEE-1284 Schnittstelle mit einem Windows 7 Desktop-PC verbunden. Für die Messdatenaufzeichnung und Maschinensteuerung wurde die Materialprüfsoftware Bluehill2 (Instron, Norwood, MA, USA) verwendet.

Das in Bluehill2 eigens erstellte Prüfprotokoll hatte folgende Prüfparameter:

Traversenweg:	5 mm
Geschwindigkeit:	9 mm/min
Anzahl Messpunkte:	336
Zirkulation:	0,5

An die Prüfmaschine war eine verschließbare Temperaturkammer aus Acrylglas angeschlossen, welche mit einem temperaturgesteuerten Heizungsventilator verbunden war. Über die PID-Regelungssteuerung (Rex C-100) konnte eine voreingestellte Temperatur erreicht und gehalten werden. Mit einem weiteren elektronischen Thermometer (GTH 1150 Digitalthermometer, Greisinger electronic, Deutschland) wurde die Temperatur am Bracket gegengeprüft.

Ziel der Friktionsmessungen war es, die nur durch die neu entwickelte Kappe verursachten Friktionswerte zu ermitteln. Daher wurde vorgegeben, dass die Friktionswerte der Kappen zwischen 0,0 – 3,0 N liegen sollten. Die gemessenen Friktionswerte sollten dabei auf die Unterschiede in den Kappenbreiten zurückzuführen sein. Um ein Verkanten des Drahtes durch eine nicht exakt parallele Ausrichtung von Draht und Bracket-Slot so gering wie möglich zu halten wurde das Bracket auf einer reibungsarmen kugellagerten Achse aus V2A Stahl montiert (Sander et al. 2015). Zur besseren Visualisierung ist die Probenaufnahme des Versuchsaufbaus in Abbildung 20 gezeigt.

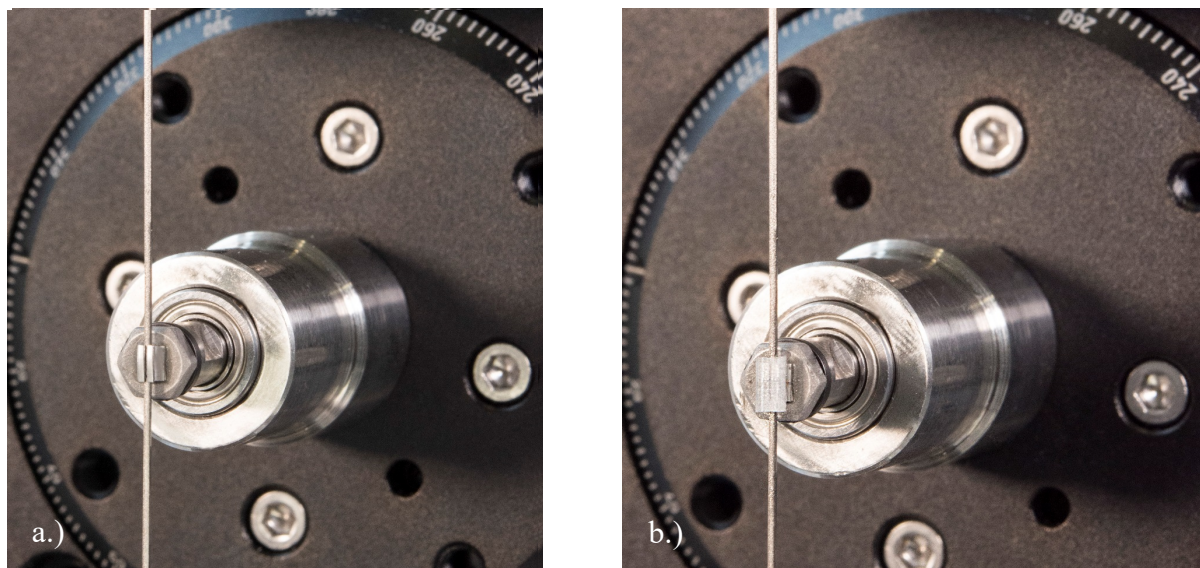


Abbildung 20: Probenaufnahme der Friktionsmessungen. Das auf eine Sechskant-Schraube geklebte RED-Bracket sitzt spielfrei auf einer kugellagerten Achse. Dadurch wurde das Verkanten des Drahtes so gering wie möglich gehalten, um die durch die Kappe erzeugten Friktionswerte isoliert zu messen. Der senkrecht verlaufende V-förmige Draht aus NiTi war mit dem Messsensor verbunden und bewegte sich während einer Friktionsmessung 5 mm nach oben. Im Bild links (a.)) ist das RED-Bracket mit V-förmigen Draht ohne Kappe zu sehen. Im Bild rechts (b.)) ist eine Friktionskappe auf das RED-Bracket geklickt.

Die Kappen wurden mit dem Form2 3D Drucker und dem Kunststoff Grau FLGPGR02 mit 25 µm Schichtstärke der Firma Formlabs hergestellt und in 4 mm lange Segmente gesägt. Für jede Friktionsmessung wurde jeweils eine neue Kappe verwendet.

Für eine gesonderte Vergleichsmessreihe wurde der Kunststoff Dental SG FLDGOR01 mit 50 µm Schichtstärke der Firma Formlabs verwendet.

Folgende Messreihen wurden durchgeführt:

1. Grau FLGPGR02 – Zimmertemperatur – Trocken
2. Grau FLGPGR02 – 36° Celsius – Trocken
3. Grau FLGPGR02 – Zimmertemperatur – Kunstspeichel
4. Dental SG FLDGOR01 – Zimmertemperatur – Trocken

Die Messungen bei 36 °C wurden durch die an den Friktionsprüfstand installierte Temperatorkammer aus Acrylglas und temperaturgesteuertem Heizungsgebläse (Rex C-100) realisiert. Die Temperatur wurde mit einem elektronischen Thermometer (GTH 1150 Digitalthermometer, Greisinger electronic, Deutschland) am Bracket gegengeprüft.

Für die Messungen mit Kunstspeichel wurde Glandosane Spray (Stada Arzneimittel, Bad Vilbel, Deutschland) verwendet. Vor Beginn einer Messung wurde innerhalb des Friktionsprüfstandes auf das RED-Bracket, den Draht und die Kappe Glandosane Spray pipettiert.

Bei den Friktionsversuchen im Rahmen dieser Arbeit wurden die ersten und die letzten 0,5 mm der Friktionsmessungen bei der Auswertung nicht berücksichtigt um Effekte durch das Einlaufen bzw. den Abbau der Probenbewegung zu eliminieren.

5.8 Statistische Fragestellung

Die Messungen wurden an drei baugleichen RED-Brackets und drei konstruktiv identischen, aus NiTi hergestellten V-förmigen Drähten durchgeführt. Für jede Messung wurde eine Kappe nur einmal verwendet.

Folgende Fragestellungen sollten anhand der Friktionsmessungen beantwortet werden:

1. Sind die Unterschiede der sechs Kappeninnenbreiten bezüglich der Friktionswerte statistisch signifikant?
2. Sind die Unterschiede der Friktionswerte der sechs Kappeninnenbreiten bei Veränderung der Temperatur signifikant?
3. Sind die Unterschiede der Friktionswerte der sechs Kappeninnenbreiten bei Veränderung des Umgebungsmediums durch Kunstspeichel signifikant?
4. Sind die Unterschiede zwischen den Friktionswerten bei dem Kappenmaterial Grau 25 µm und Dental SG 50 µm bei Zimmertemperatur und trockener Umgebung signifikant?
5. Welche Veränderung hat die Schichtstärke (25 µm oder 50 µm) des gedruckten Kappenmaterials auf einen kontinuierlichen Anstieg der Friktionswerte bei Verringerung des Kappeninnenbreite.

Die statistische Auswertung erfolge mit dem Programm IBM SPSS Statistics 25 für Windows (IBM Corporation, NY USA) und den Testverfahren nach Kruskal-Wallis für unabhängige Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Die Signifikanzwerte wurden mit der Bonferroni-Korrektur für multiple Tests angepasst.

6 Ergebnisse

6.1 Torque Problematik und Folgen

Der voreingestellte Bracket-Torque hatte einen Einfluss auf das Kappendesign, insbesondere für die Applizierbarkeit der Kappe. Die Kappe muss auf Grund der klinischen Handhabbarkeit von beiden Seiten einfach auf das Bracket appliziert werden können. Dafür muss die Kappe, wie auf den Bildern zu sehen, in eine leicht zu findende definierte Fixationsposition gebracht werden. Durch händischen Druck auf die Kappe gleitet diese dann aus der Fixationsposition auf das Bracket.

Durch breitere und längere Ausführung der Kappenflügel kann die für den Applizierungsvorgang entscheidende Variable „Radius“ der Bracket-Flügel vergrößert werden, was die Applizierung der Kappe erleichtern würde. Diese Verlängerung der Kappenflügel ist jedoch aufgrund der „Torque Problematik“ nur begrenzt möglich, da durch den Bracket-Torque die Bracket-Flügel nicht lotrecht zu Bracket-Basis stehen. Dies ist in den beiden Abbildung 21a.) und b.) erkennbar. Die Gefahr der Kollision zwischen der Kappe und der Bracket-Basis ist auf der in Abbildung 21a.) dargestellten „Torque Seite“ stärker.

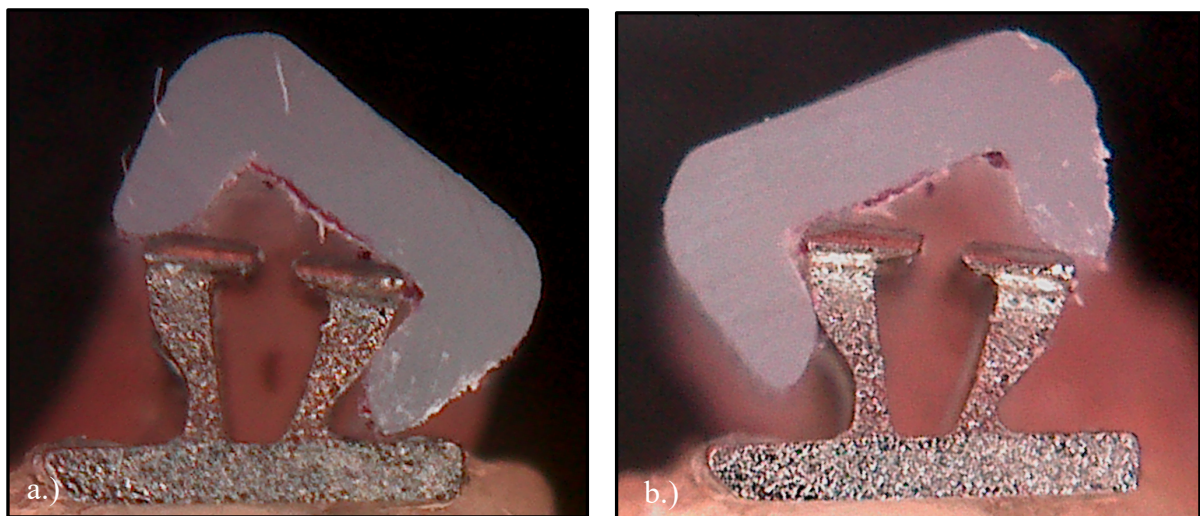


Abbildung 21: Torque Seite a.): Kleiner Abstand des rechten Kappenflügels zur Bracket-Basis aufgrund des Bracket-Torque. Ansicht in der Fixierungsposition. Durch händischen Druck auf die Kappe gleitet die Kappe auf das Bracket. Durch eine Verlängerung oder Verbreiterung des Kappenflügels kommt es zu einem Einklemmen des Kappenflügels auf der Torque Seite. b.) Non-Torque Seite mit größerem Abstand des linken Kappenflügels zur Bracket-Basis.

Die Kappen wurden aufgrund der Erkenntnisse der „Torque Problematik“ so entwickelt, dass sie von beiden Seiten ohne Kollision applizierbar sind. Durch die mögliche Kollision zwischen Kappe und Basis wäre Applizierung der Kappe stark eingeschränkt.

Es sollte versucht werden, das RED-Bracket in der Fixierposition möglichst tief in die Innenkontur der Kappe zu bekommen, da sonst der Radius des gegenüberliegenden Kappenflügels

einen schlechteren Kraftansatz hat, um die Bracket-Flügel zusammenzudrücken. Um dies zu erreichen wurde eine Aussparung in den Innenwinkel der Kappe konstruiert (siehe roter Kreis, Abbildung 22 a.)). Dies, so die Idee, würde den gegenüberliegenden Kappenflügel weiter nach außen bewegen (siehe Pfeil, Abbildung 22 b.)) und den Radius der Kappenflügelinnenkontur effizienter nutzen. Ziel ist eine Verbesserung des Aufklickens der Kappe.

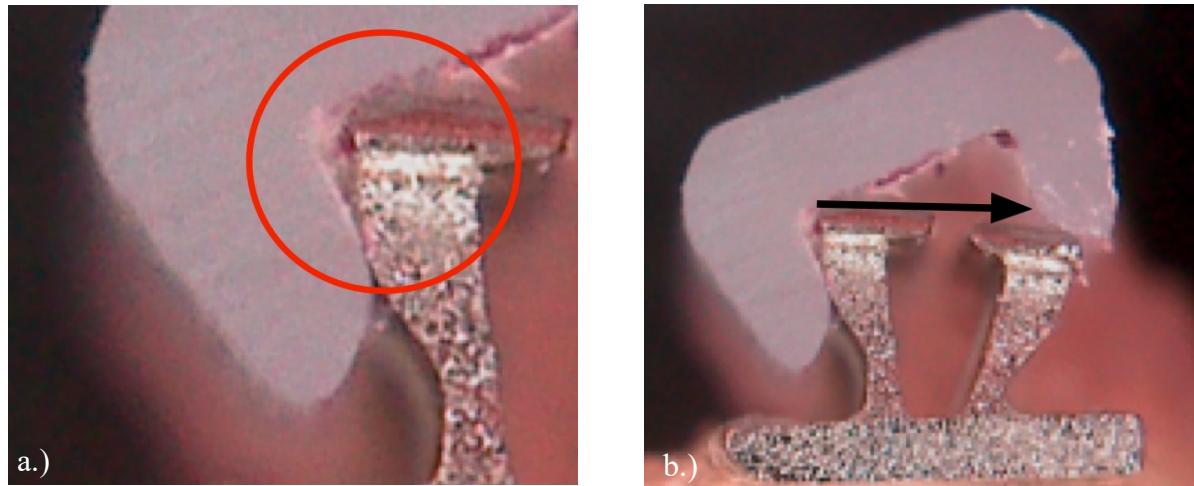


Abbildung 22: a.) Aussparung in der Kappeninnenkontur (roter Kreis). In der Fixierposition der Kappe sollte das Bracket möglichst tief in der Innenkontur der Kappe platziert werden können. b.) Die „Fixierposition“: Durch die Aussparung sitzt die Kappe tiefer auf dem Bracket, der für die einfachere Applizierung entscheidende Radius der Kappenflügel (Pfeil) wird effizienter ausgenutzt.

Die schließlich realisierten Designs der Kappen beruhen auf zwei Ideen in der Gestaltung der Aussparung. Unter Berücksichtigung der Ideengeber wurden die beiden Entwürfe Typ „Philip“ und Typ „Basti“ benannt. Diese wurden dann mittels Autodesk Inventor 2015 konstruiert (Abbildung 23).

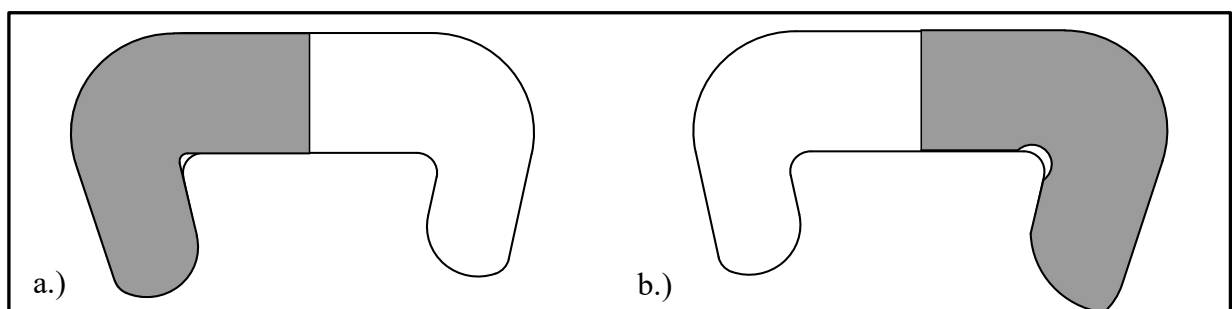


Abbildung 23: Vergleich der Typen a.) „Philip“ und b.) „Basti“; grau schraffiert, im Vergleich mit dem damaligen aktuellen Kappendesign. Abbildung b.) mit zusätzlich verändertem Kappenflügelradius. Typ a.) weist eine kleine Vergrößerung des Innenradius auf, bei Typ b) hingegen wurde eine wesentlich größere Aussparung integriert.

Die beiden Kappentypen mit Aussparungen wurden im Form2 3D Drucker hergestellt. Diese beiden neuen Kappendesigns mit den beiden Aussparungsvarianten ließen sich einfacher auf das RED-Bracket applizieren, als das vorhergegangene Kappendesign ohne Aussparungen. Da

beide Designs nahezu identisch funktionierten wurden beide Varianten weiterentwickelt (Abbildung 24).

Durch die Anschaffung des Form2 3D Druckers war es möglich, in kurzen Zeitabständen viele Änderungen an den Kappen durchzuführen, diese nach erfolgreicher Herstellung zu analysieren und mit der gewonnenen Information weitere Verbesserungen zu realisieren. Neben den Entwicklungen selbst mussten auch Erfahrungen mit dem 3D Drucker gesammelt werden, um die Konstruktionen bei geringen Abmessungen und höchstmöglicher Detailwiedergabe zu drucken.

6.2 Vorbereitungen der Friktionsmessungen

Ziel der Friktionsmessungen war die Untersuchung der durch die Kappe ausgeübten Friktion zwischen RED-Bracket und V-förmigem Draht. Die Kappe arbeitet dabei vergleichbar mit einer Ligatur. Durch Variation der Kappenbreiten sollten unterschiedliche Friktionswerte eines senkrecht durch den Bracket-Slot gezogenen V-förmigen Drahts ermittelt werden. Aus diesen Messungen sollten schließlich grundlegende Zusammenhänge zwischen Kappenbreite und dem entsprechenden Friktionswert ermittelt werden. Der genaue Versuchsaufbau für die Friktionsmessungen ist in Kapitel 5.7 dargestellt.

6.2.1 Herstellung des V-förmigen Draht aus NiTi

Nach Beendigung von Entwicklung bzw. Anpassung des V-Förmigen Drahtes auf das Kappendesign wurden funktionierende, gedruckte V-Förmige Drähte mit einer digitalen Mikrometerschraube vermessen (Digital-Bügelmessschraube, IP 65, Mahr, Deutschland). Der Grund der nachträglichen Vermessung waren die in Abbildung 14 dargelegten Schrumpfungen der Dimensionen durch den 3D Druck welche auch von Braian et. al. festgestellt wurden (Braian et al. 2016).

Die gemessenen Maße wurden dann zur Herstellung von V-Förmigen Drähten aus Metall verwendet. In Zusammenarbeit mit der Firma RED-System GmbH wurden diese in 70 mm Länge durch Erodieren aus NiTi hergestellt (Abbildung 25).

Ziel war es, Friktionsmessungen an einem Friktionsprüfstand mit den additiv gefertigten Kappen aus Kunststoff, V-förmigen Draht aus NiTi und RED-Bracket aus NiTi durchzuführen.

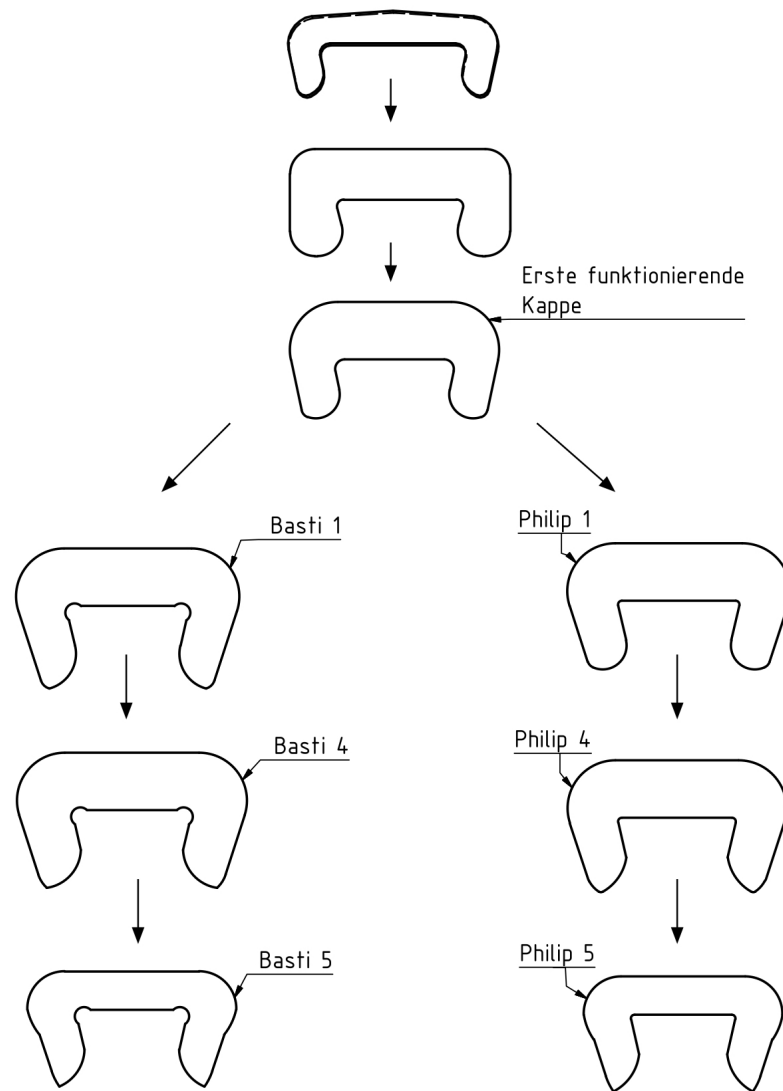


Abbildung 24: Schematische Übersichtszeichnung der Evolution der Kappendesigns. Zu erkennen sind beide Kappendesigns mit den unterschiedlichen Innenradien. Ebenso zu sehen ist die allmähliche Veränderung der Form und der Länge der Kappenflügel. Die letzten Iterationsschritte wiesen dabei die besten Applikationseigenschaften auf.

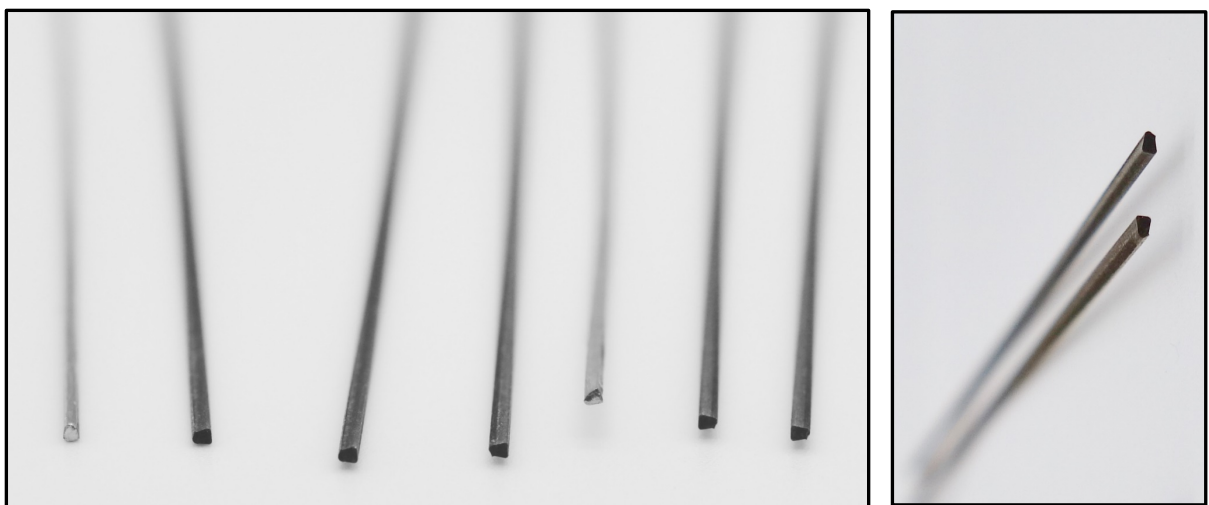


Abbildung 25: Die durch Erodieren hergestellten V-förmigen Drähte aus NiTi vor der Nachbearbeitung/Politur

6.2.2 Auswirkungen des Kappenmaterials und Kappendesigns auf die Friktion

Zunächst wurden Versuche an der Friktionsprüfmaschine mit den Kappentypen „Basti4“ und „Philip4“ und den Kunststoffen Grau FLGPGR02 und Dental SG FLDGOR01 unternommen. Aufgrund der stetigen Weiterentwicklung der Kappen wurden die endgültigen Friktionsversuche ausschließlich mit dem Kappentyp „Basti 5“ unternommen (siehe Abbildung 23). Abhängig von ihrer Breite wurden die gedruckten Kappen folgendermaßen geführt:

- **NF** = Non-Friktionskappe
- **FK** = Friktionskappe

Diese letzte Version der Kappe (Version „Basti 5“) war im Vergleich zu den „Basti4“ und „Philip4“ Kappendesigns am Kappenrücken nur 0,4 mm anstelle von 0,6 mm dick und verfügte über einen überarbeiteten Innenradius der Kappenflügel (vgl. Abbildung 26).

Die Reduzierung der Dicke des Kappenrückens erfolgte, um mehr Platz für eine Verankerung einer Gummikette an den Kappen zu haben und den Patientenkomfort zu erhöhen. Trotz der Verringerung der Kappenrückendicke um ca. 33 % waren die Ergebnisse der Friktionsmessungen auf dem Friktionsprüfstand vergleichbar.

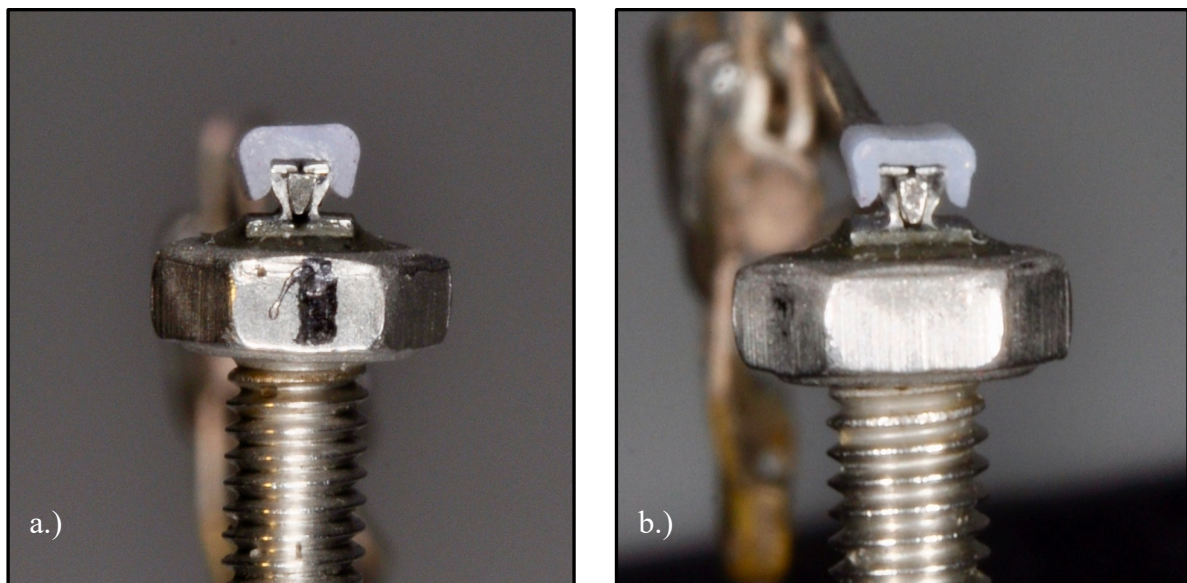


Abbildung 26: Die Kappe Typ „Basti4“ (a.) und Typ „Basti 5“ (b.), mit RED-Bracket und einligiertem V-förmigem Draht aus NiTi. Das RED-Bracket wurde für die Friktionsmessungen auf eine M3 Sechskantschraube aus Edelstahl geklebt. Deutlich zu sehen sind die Unterschiede der Kappenrückendicke von 0,6mm (26 a.) und 0,4mm (26 b.).

Zunächst wurde intensiv daran gearbeitet, die Friktionsmessungen mit Kappen aus dem biokompatiblen „DentalSG FLDGOR01“ Kunststoff für Surgery-Guides durchzuführen. Aller-

dings waren aufgrund der minimalen Schichtstärke von 50 μm dieses Kunststoffes die herstellungsbedingten Schwankungen und Unterschiede der einzelnen Herstellungschargen nicht zufriedenstellend. Im Folgenden wurden für die Friktionsmessungen Kappen aus dem Kunststoff „Grau FLGPGR02“ mit 25 μm Schichtstärke verwendet, welcher einheitlichere Friktionsresultate ermöglichte. In Abbildung 27 sind Kappen aus diesem Kunststoff in Vorbereitung und im applizierten Zustand zu sehen.

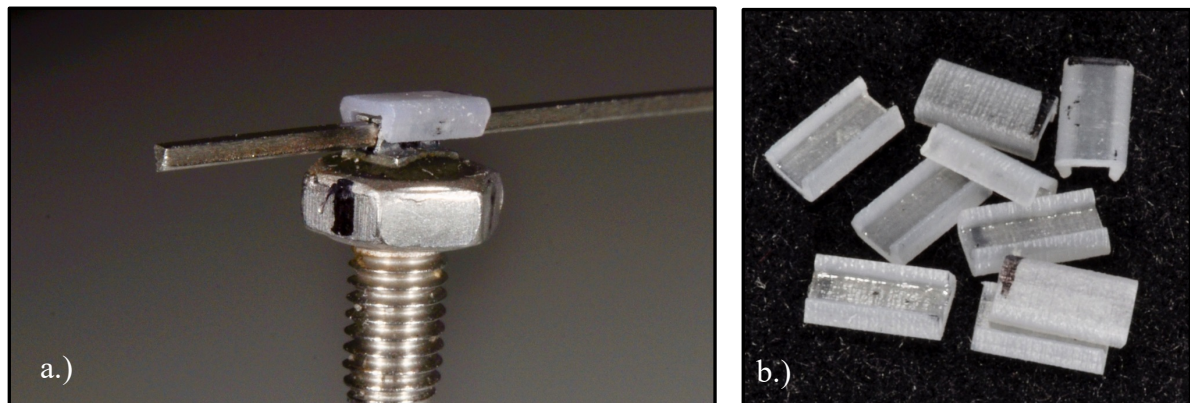


Abbildung 27: a.) Eine funktionelle Einheit: RED-Bracket, V-förmiger Draht aus NiTi und die gedruckte Kappe Typ „Basti 5“ aus grauem Kunststoff FLGPGR02; b.) In 4mm lange Segmente geschnittene Kappen.

6.2.3 Übersicht über verwendete Bezeichnungen

Die V-Förmigen Drähte aus NiTi wurden mit D2, D4 und D6 für Draht 2, Draht 4 und Draht 6 bezeichnet. Diese drei Drähte wurden aus einer Charge von zehn hergestellten Exemplaren ausgewählt. Da ein Verschleiß der Drähte durch Reibung nicht nachweisbar war, wurden für jede durchgeführte Messung der jeweils gleiche Bereich eines Drahtes verwendet.

Die drei verwendeten RED-Brackets wurden als B1, B2 und B3 für Bracket 1, Bracket 2 und Bracket 3 bezeichnet.

Für die Friktionsmessungen wurden sechs verschieden breite Kappen untersucht. Wie in der Aufgabenstellung dargelegt, ist die Breite der Kappe ausschlaggebend für die ausgeübte Friktion zwischen Bogendraht und RED-Bracket. Eine zunehmende Ziffer bedeutet eine zunehmende Breite der Kappe und damit eine zu erwartende Verringerung der Friktion.

Als Non-Friktionskappe, kurz NF, wurde die breiteste der sechs Kappen mit der Typenbezeichnung NF0550 geführt. Diese ist um 0,22 mm breiter als die nächstfolgende Friktionskappe FK0440.

Die Friktionskappen, kurz FK, hatten die Typenbezeichnung FK0440, FK0435, FK0433, FK04315 und FK0430 und unterschieden sich wie folgt:

- Die Kappe FK0440 ist um 0,01 mm breiter als die Kappe FK0435.
- Die Kappe FK0435 ist um 0,004 mm breiter als Kappe FK0433.

- Die Kappe FK0433 ist um 0,003 mm breiter als Kappe FK04315.
- Die Kappe FK04315 ist um 0,003 mm breiter als Kappe FK0430.

6.3 Ergebnisse der Fragestellung

6.3.1 Fixierung des Drahtes im Bracket-Slot

Die händische Überprüfung der Klemmung des Drahtes im Slot zeigte, dass der Draht durch die Kappe im Bracket-Slot gehalten wird. Das Entfernen eines Bogens senkrecht zum Bracket-Slot war nicht möglich.

Bei Verwendung eines Slot füllenden, V-förmigen Drahtes ist die Fixierung am stärksten.

- War der V-förmige Draht zu dünn, konnte die Kappe leichter appliziert werden, allerdings wurde der Draht durch die Kappe nicht fixiert.
- War der V-förmige Draht zu dick, konnte die Kappe nicht oder nur durch großen Kraftaufwand appliziert werden.

Die Abmessungen des V-förmigen Drahtes müssen zu den Abmessungen des Brackets gewählt werden, damit die Kappen ihre Funktion ausüben können.

Die Fixierung des Drahts ist auch von der Länge des Unterschnitts und des Innenwinkels abhängig. Durch eine Verkleinerung des Innenwinkels wandert der Kraftansatzpunkt der Kappe weiter Richtung Bracket-Basis. Durch eine Verlängerung des Unterschnitts bei gleichzeitiger Verringerung des Innenwinkels wird das Wandern des Kraftansatzpunktes Richtung Kappenbasis verstärkt.

Durch das Wandern des Kraftansatzpunktes der Kappe Richtung Bracket-Basis verkürzt sich der Hebelarm der elastischen Bracket-Flügel, die ausgeübte Friktion durch die Kappe verringert sich entsprechend (Abbildung 28).

Der Kappeninnenwinkel hatte den größten Einfluss auf die exakte Passung der Kappe auf das Bracket und damit auch den Kraftansatzpunkt der Kappe auf die Bracket Außenseite. Es wurde in einem Nebenversuch bestätigt, dass die Bracket-Flügel ohne applizierte Kappe einen größeren Winkel zueinander aufweisen als wenn sie durch die Applizierung der Kappe zusammengedrückt werden. Diese Winkelveränderung wurde mit dem USB-Lichtmikroskop (2 Mio Pixel, Conrad Electronic SE, Germany) und Bildauswertung mittels ImageJ Software (W. Rasband National Institutes of Health, USA) vermessen (Schneider et al. 2012). Diese Vermessung ergab dabei einen Winkel eines Bracket-Flügels von 12° zum Lot ohne applizierte Kappe. Bei einer applizierten Kappe ohne Draht im Bracket lag dieser Winkel bei ca. $8,5^\circ$. Die durch die Kappe verursachte Winkelveränderung eines Bracket-Flügels betrug damit ca. $3,5^\circ$.

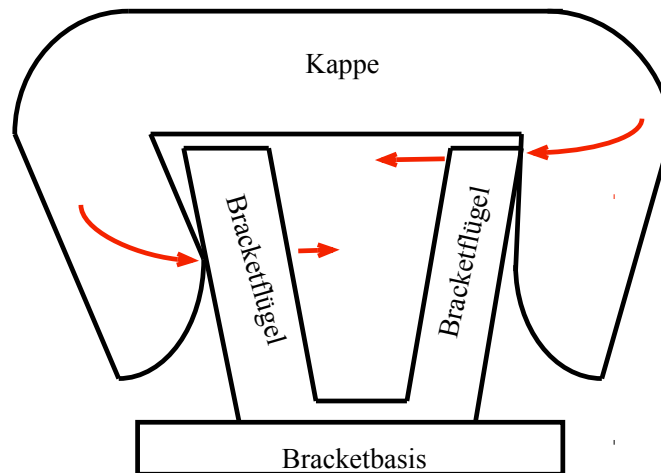


Abbildung 28: Schematische Darstellung der Kappe bei Veränderung des Innenwinkels bezüglich des Kraftansatzes der Kappe. Die linke Kappenhälfte hat einen kleineren Innenwinkel, der Kraftansatzpunkt wandert Richtung Kappenbasis. Die rechte Kappenhälfte hat einen größeren Innenwinkel, der Kraftansatzpunkt wandert weg von der Bracket-Basis. Die ausgeübte Kraft um die Bracket-Flügel zusammenzudrücken ist durch die rechte Kappenhälfte aufgrund des längeren Hebels stärker.

6.3.2 Händische Applizierung der funktionellen Kappe

Ausschlaggebend für die erfolgreiche Applizierung der Kappe sind die in Kapitel 5.5.1 erläuterten Variablen „Innenbreite“, „Unterschnitt“, „Radius“ und „Innenwinkel“, welche in Abbildung 17 dargestellt sind.

Allgemein gilt, dass mit abnehmender Innenbreite die Applizierung schwerer wird. Diese funktioniert zudem bei einem nicht Slot füllenden Bogen einfacher als bei einem Slot füllenden Bogen. Insbesondere Bögen, die den Bracket-Slot auseinanderdrücken, erschweren das Aufklicken von Kappen mit geringer Innenbreite. Ferner gilt, dass mit geringerer Kappeninnenbreite der Halt der Kappe auf dem Bracket stärker wird. Bei gleicher Kappeninnenbreite ist der Halt der Kappe mit einem Slot-füllenden Bogen höher, da durch den Slot füllenden Bogen ein stärkeres Wiederlager besteht.

Der Unterschnitt der Kappenflügel beschreibt wie weit die Kappen unter die breiteste Stelle des RED-Brackets greifen. Eine Verlängerung des Unterschnitts erschwert das Applizieren deutlich. Durch einen längeren Unterschnitt wird die Maulweite der Kappe beim Applizierungsvorgang verkleinert. Bei einer Verlängerung des Unterschnitts muss sich die Kappe beim Applizierungsvorgang stärker aufbiegen, die Frakturgefahr der Kappe beim Applizieren erhöht sich. Einer Verlängerung des Unterschnitts erhöht die Benötigte Kraft um die Kappe vom Bracket zu entfernen.

Es wurden kreisrunde, geradlinige, ellipsenförmige und hybride der genannten Radien untersucht (Abbildung 29a.)). Die Radien der Kappenflügel müssen zu jedem Zeitpunkt der Applizierung die Kappe mit einem effizienten Kraftansatz auseinander Drücken und die Bracket-Flügel zusammendrücken. Eine kreisrunder Kappenflügel hat zu Beginn der Applizierung einen stumpfen Kraftansatz, die Kappe wird nicht auseinander gedrückt, die Bracket-Flügel werden nicht zusammengedrückt. Der Anwender ist verleitet fester zu drücken, allerdings gleitet die Kappe nicht auf das Bracket, im schlechtesten Fall wird das Red-Bracket aufgebogen und die die Bracket-Flügel brechen.

Eine geradlinige Kappenflügelgestaltung hat zu Beginn der Applizierung die besten Eigenschaften. Es mangelt am haptischen Feedback, die benötigte Kraft beim Aufklicken verläuft linear - kurz von dem vollständigen Aufklicken muss der Anwender am stärksten drücken. Es ist haptisch schwer zu unterscheiden ob die Kappe verkantet ist oder noch im Applizierungsprozess ist. Insbesondere die spitzige Kante am Übergang von der geradlinigen Kappenflügelgestaltung zur Kappeninnenseite gab dem Anwender ein sehr undefiniertes Gefühl.

Die ellipsenförmige Gestaltung der Kappeninnenseite lieferte haptisch sehr gute Ergebnisse. Bei der ellipsenförmigen Gestaltung muss der Anwender zu Beginn der Applizierung einen definierten kurzen Druck auf die Kappe geben, anschließend gleitet die Kappe mit wenig händischen Druck auf das Bracket wo sie mit einem deutlichen „klick“ einrastet.

Ein Hybrid zwischen geradliniger und runder Kappenflügelgestaltung lieferte vergleichbare Ergebnisse wie die ellipsenförmige Gestaltung, die benötigte Kraft zum Applizieren war undefinierter wie bei der ellipsenförmigen Gestaltung.

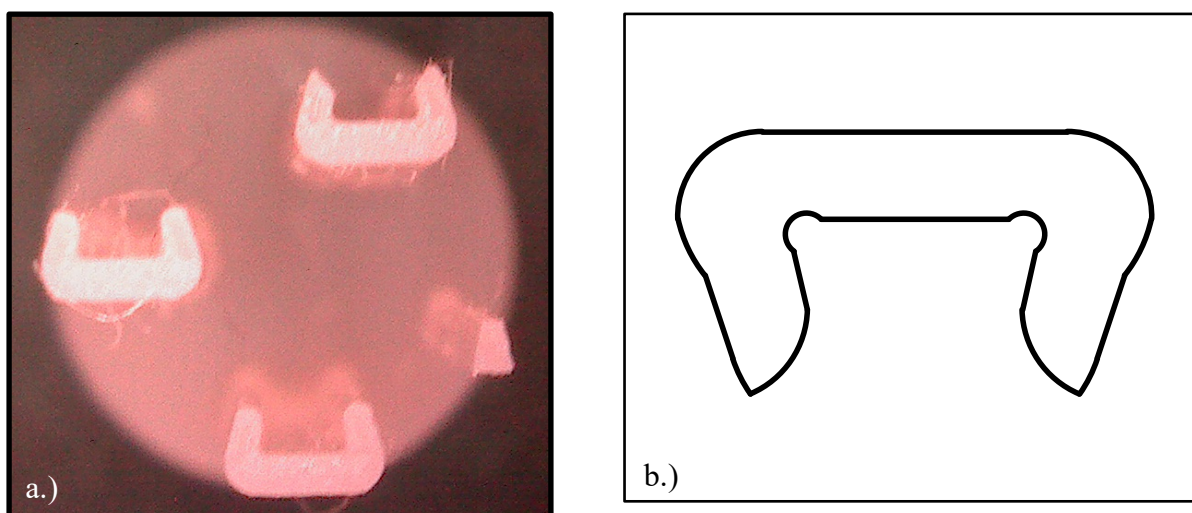


Abbildung 29: a.) Prototypen mit unterschiedlichen Radien der Kappenflügel nach erfolgter Herstellung im Form 2 3D Drucker zusammen mit dem V-förmigen Draht. b.) Der finale Kappentyp mit elliptischem Radius des Kappenflügels

Am Ende der Entwicklungen lieferte eine ellipsenförmige Gestaltung mit anfangs möglichst geradliniger Ausprägung der Kappenflügel das haptisch beste Ergebnis und den einfachsten Applizierungsvorgang, selbst bei schmalen Kappenbreiten mit Slot füllendem V-förmigen Bogen (Abbildung 29 b.))

Durch die Verkleinerung des Kappeninnenwinkels wird die Maulweite der Kappe verkleinert, was das Aufklicken der Kappe erschwert, vergleichbar mit der Verlängerung der Unterschnittstiefe. Je größer der Innenwinkel, desto leichter ließ sich die Kappe auf das Bracket applizieren, je kleiner der Innenwinkel, desto schwerer ließ sich die Kappe auf das Bracket applizieren (vgl. Abbildung 19)

Die Applizierung der Kappe ist von beiden Seiten des Brackets möglich, die in Kapitel 6.1 gesammelten Erkenntnisse über die Torque Problematik verdeutlichen dies.

Nach Abschluss der Kappenentwicklung im Rahmen dieser Dissertation lassen sich folgende Erkenntnisse zusammenfassen:

- Eine breitere Kappe lässt sich leichter, eine engere Kappe schwerer applizieren
- Mit einem Slot füllenden Bogen ist die Kappenapplizierung erschwert, mit einem nicht Slot füllenden Bogen ist die Applizierung einfacher
- Die Kappe ist mit einem zahnärztlichen Scaler oder mit den Fingerspitzen gut vom Bracket entfernbare

6.3.3 Geringe Bauhöhe und Ausdehnung

Die Kappen haben das Raummaß von 3,9mm x 2,2mm x 1,2 mm (LxBxH). Die Stärke des Kappenrückens wurde von anfangs 0,6 mm auf 0,4 mm reduziert bei gleichbleibenden Friktionseigenschaften. Die Verringerung der Kappendicke machte die Kappe etwas flexibler, was die Applizierung etwas vereinfachte, allerdings kam es dabei auch zu gelegentlichen Brüchen der Kappe in der Mitte des Kappenrückens. Die geringere Kappendicke sollte den Patientenkomfort erhöhen und ggf. Raum für Halteelemente an den Kappen geben, die nachfolgend in Kapitel 6.3.5 *Zusätzliche Ergebnisse* in Abbildung 31 dargestellt sind.

6.3.4 Nebenergebnisse

Camouflage des metallfarbigen Brackets durch zahnfarbenes Kappenmaterial

Hierzu wurden keine Untersuchungen unternommen, da zum Zeitpunkt der Untersuchung noch kein zahnfarbenes Material für den verwendeten 3D Drucker zur Verfügung stand. Es wurden vier verschiedene Photopolymere der Firma Formlabs auf Ihre Eignung als Kappenmaterial untersucht: „Grau FLGPGR02.“, „Dental SG FLDGOR01“, „Tough FLTOTL03“ und „Flexible FLFLGR02“. Diese unterscheiden sich in ihrer minimalen Schichtstärkentiefe und technischen Eigenschaften. Der hauptsächlich verwendete Kunststoff „Grau FLGPGR02“ kann mit einer Schichtstärke von 25 µm gedruckt werden, die anderen genannten Kunststoffe jeweils mit einer Schichtstärke von 50 µm. Der graue FLGPGR02 Kunststoff, mit 25 µm Schichtstärke, eignete sich dank seiner Detailtreue am besten für die Anfertigung der Kappen.

Die Auswirkungen der Schichtstärke von baugleichen Kappen in 25 µm und 50 µm Schichtstärke wurden in einem Friktionstest untersucht und sind in Kap. 6.4.4 Friktionsmessungen bei Raumtemperatur mit Verwendung des Kunststoffes Dental SG in 50 µm Schichtstärke dargestellt. Der Fokus der Entwicklungen stand auf der Funktionalität der Kappen, der Camouflage des metallfarbigen Brackets durch zahnfarbenes Kappenmaterial wurde keine weitere Aufmerksamkeit geschenkt.

Ergebnisse der gegossenen Kappen aus Metall

Die Gussergebnisse (Abbildung 30) der gegossenen Kappe waren zwar zufriedenstellend, das verwendete Chrom-Cobalt-Molybdän war jedoch zu hart und führte zu bleibenden Beschädigungen und Deformationen an den NiTi-Bracket-Flügeln. Der Metallfeinguss der in dieser Arbeit entwickelten Kappen brachte somit die Erkenntnis, dass die Kappe eine gewisse Eigenelastizität benötigt, um funktionieren zu können. Die Untersuchungen der Metallkappen wurden daher nicht weiterverfolgt.

6.3.5 Zusätzliche Ergebnisse

Es wurden Kappen entwickelt und additiv hergestellt, welche auch über ein Verankerungselement für eine Gummikette verfügen. Hierfür wurden mesiale und distale Stopps in die Kappeninnenseite integriert, welche ein Verrutschen der Kappen auf dem RED-Bracket durch die Zugkraft der Gummiketten verhindert (Abbildung 31).

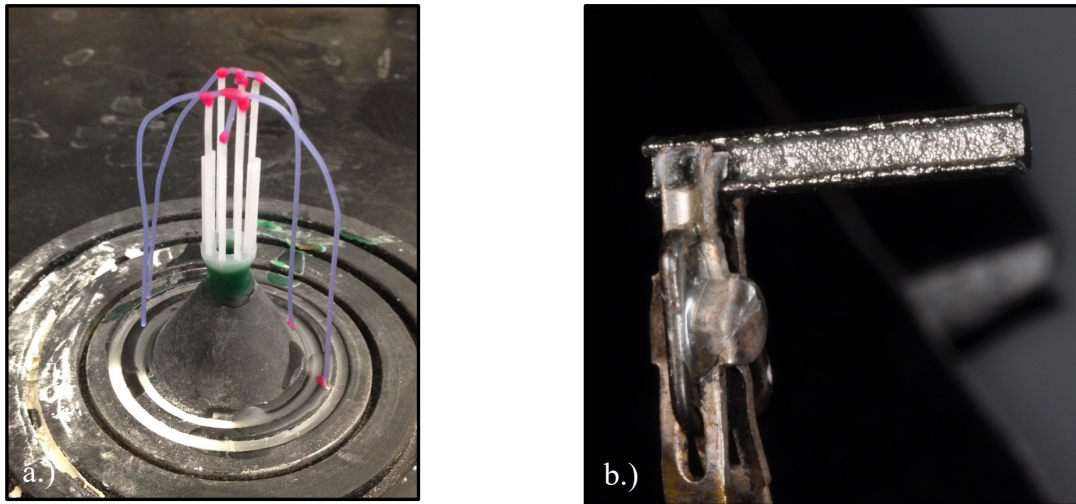


Abbildung 30: a.) Die gedruckten Kappen und Drähte auf einem Muffelformer vor dem Einbetten. Die gegossene Kappe nach dem Sandstrahlen.

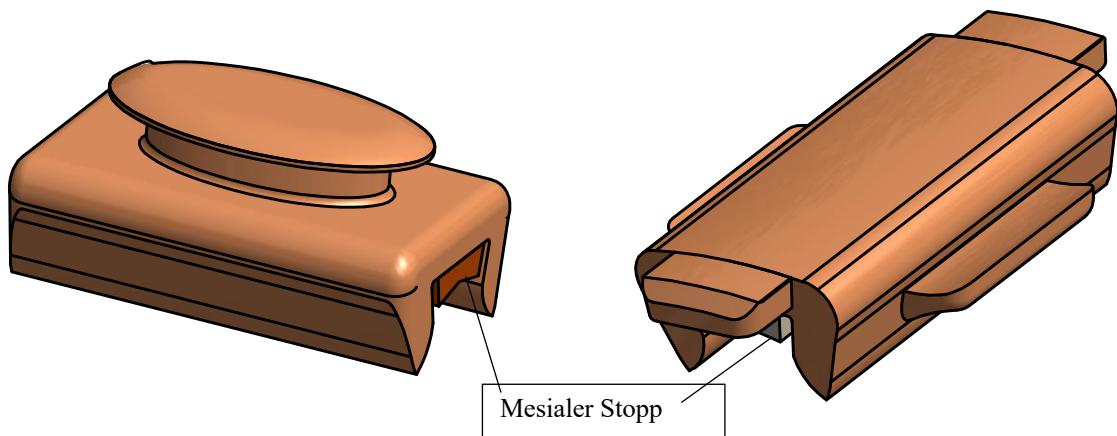


Abbildung 31: Dargestellt sind zwei der entwickelten Kappendesigns, welche über Verankerungselemente für eine Gummikette verfügen sowie seitengeleichte mesiale und distale Stopps um ein Verrutschen der Kappe auf dem Bracket zu verhindern.

6.4 Ergebnisse der Friktionsmessungen

6.4.1 Friktionsmessungen bei Raumtemperatur

In Abbildung 32 ist deutlich zu erkennen, dass die Funktionalität der Kappe gegeben ist. So ruft eine Verringerung der Kappenbreite höhere Friktionswerte hervor.

Die Non-Friktionskappe NF0550 zeigt Friktionskräfte von 0 N. Die folgenden Kappenbreiten rufen im Mittel für FK0440 ca. 0,5 N, für FK0435 ca. 1,0 N, für FK0433 ca. 1,5 N, für FK04315 ca. 1,8N und für FK0430 ca. 3,2N hervor. Die in Abbildung 32 gezeigten Werte dienen als Übersicht, die genauen Werte und die statistische Auswertung sind in Tabelle 1, Tabelle 2 und Abbildung 33 aufgeführt.

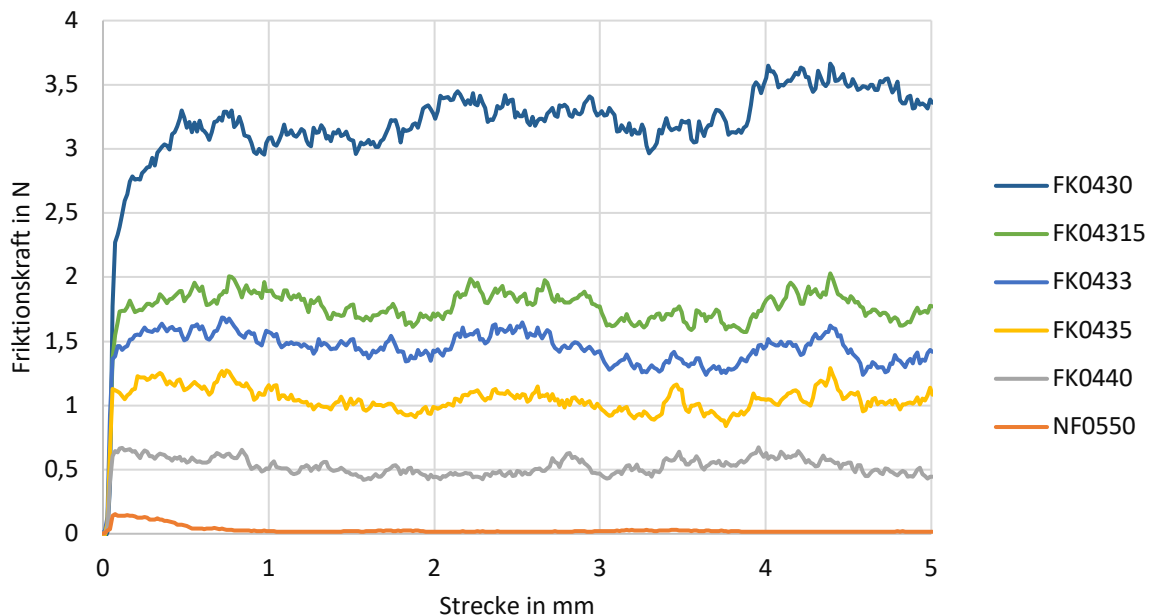


Abbildung 32: Exemplarische Messaufzeichnung der Frikionskräfte von Frikionsmessungen aller untersuchten Kappenbreiten bei Raumtemperatur, in trockener Umgebung mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 (NF_{xxx} = Non-frikionskappe, FK_{xxx} = Frikionskappe).

Die Ergebnisse (Abbildung 33 und Tabelle 1) zeigen, dass die Non Frikionskappe NF0550 die geringste Friktion hat, mit einem mittleren Frikionswert aus 9 Messungen von 0,05 N die Standardabweichung betrug 0,09 N.

Die Frikionskappe FK0440 ist um 0,22 mm schmäler als NF0550 und hat einen mittleren Frikionswert aus 9 Messungen von 0,41 N. die Standardabweichung betrug 0,21 N. Die Frikionswerte sind um 88,22 % höher, als die Frikionswerte der vorherigen Kappe NF0550.

Die Frikionskappe FK0435 ist um 0,01 mm schmäler als FK0440 und hat einen mittleren Frikionswert aus 9 Messungen von 0,87 N, die Standardabweichung betrug 0,28 N. Die Frikionswerte sind um 52,82 % höher, als die Frikionswerte der vorherigen Kappe FK0440.

Die Frikionskappe FK0433 ist um 0,004 mm schmäler als FK0435 und hat einen mittleren Frikionswert aus 9 Messungen von 1,11 N, die Standardabweichung betrug 0,28 N. Die Frikionswerte sind um 21,71 % höher, als die Frikionswerte der vorherigen Kappe FK0435.

Die Frikionskappe FK04315 ist um 0,003 mm schmäler als FK0433 und hat einen mittleren Frikionswert aus 9 Messungen von 1,60 N, die Standardabweichung betrug 0,34 N. Die Frikionswerte der Kappe FK04315 sind um 30,72 % höher, als die Frikionswerte der vorherigen Kappe FK0433.

Die Frikionskappe FK0430 ist um 0,003 mm schmäler als FK04315 und hat einen mittleren Frikionswert aus 9 Messungen von 2,98 N, die Standardabweichung betrug 0,52 N. Die Frikionswerte der Kappe FK0430 sind um 46,23 % höher, als die Frikionswerte der vorherigen Kappe FK04315.

Tabelle 1: Ergebnisse der Friktionsversuche bei Raumtemperatur in N, trockener Umgebung und dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 für sechs unterschiedliche Kappenbreiten; beginnend mit der breitesten Kappe NF0550, endend mit der schmalsten Kappenbreite FK0430. Die Friktionskappen unterscheiden sich in ihrer Breite um ca. 0,005mm (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Kappe	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max	Median
NF0550	2403	0,05	0,09	-0,01	0,42	0,02
FK0440	2403	0,41	0,21	0,10	1,08	0,38
FK0435	2403	0,87	0,28	0,31	1,44	0,96
FK0433	2403	1,11	0,28	0,55	1,80	1,11
FK04315	2403	1,60	0,34	0,96	2,39	1,59
FK0430	2403	2,98	0,52	1,79	4,01	3,09

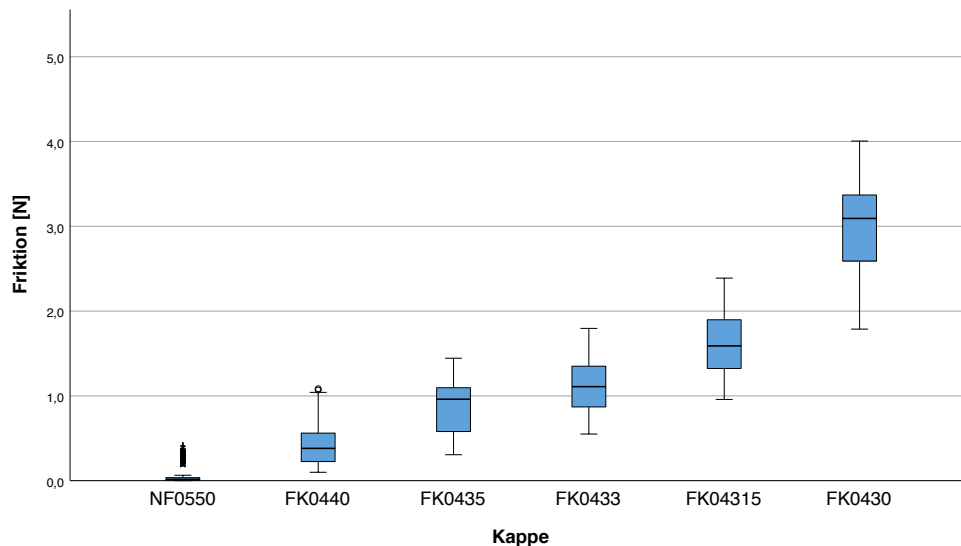


Abbildung 33: Graphischer Vergleich der Friktionsergebnisse aus Tabelle 1 bei Raumtemperatur, trockener Umgebung, mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 von links nach rechts mit schmäler werdenden Kappenbreiten und daraus resultierendem Anstieg der Friktionswerte. Zu erkennen ist ein linearer Anstieg der Friktionswerte von links nach rechts, mit deutlicher Abstufung der einzelnen Kappenbreiten bei geringer Überschneidung. Die einzelnen Kappen unterscheiden sich alle signifikant voneinander (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Die durchschnittliche Standardabweichung betrug 0,29 N. Die Friktionsmessungen bei Raumtemperatur dienen als Referenzmessungen mit welchen die weiteren Friktionsmessungen verglichen werden.

Der paarweise Vergleich zwischen den Friktionswerten der verschiedenen Kappen (Tabelle 2) zeigt, dass sich alle Kappen statistisch signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 2: Paarweiser Vergleich der Ergebnisse bei Raumtemperatur, trockener Umgebung, mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02. Dargestellt sind die Ergebnisse der statistischen Fragestellung über die signifikante Unterscheidung der ermittelten Friktionsergebnisse aus Tabelle 1 in Bezug auf die Kappenbreite, nach Kruskal-Wallis bei unabhängigen Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Die Signifikanzwerte wurden mit der Bonferroni-Korrektur für multiple Tests angepasst (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Kappe	NF0550	FK0440	FK0435	FK0433	FK04315	FK0430
NF0550						
FK0440	<0,001					
FK0435	<0,001	<0,001				
FK0433	<0,001	<0,001	<0,001			
FK04315	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		
FK0430	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

6.4.2 Friktionsmessungen bei 36 °C Umgebungstemperatur

Die Messungen sollten den Einfluss der temperaturbedingten Pseudoelastizität von NiTi bei Mundtemperatur verdeutlichen. Zu erwarten war eine Verringerung der Friktionskräfte im Vergleich zu den Friktionskräften bei Raumtemperatur. Diese Verringerung ist wohl auf eine Zunahme der Starrheit der Bracket-Flügel aus NiTi bei Erhöhung der Umgebungstemperatur zurückzuführen.

Die Non-Friktionskappe NF0550 zeigt Friktionskräfte von 0 N. Die folgenden Kappenbreiten rufen im Mittel für FK0440 ca. 0,2 N, für FK0435 ca. 0,5 N, für FK0433 ca. 1,0 N, für FK04315 ca. 0,5N und für FK0430 ca. 1,6N hervor. Die in Abbildung 34 gezeigten Werte dienen als Übersicht, die genauen Werte und die statistische Auswertung sind in Tabelle 3, Tabelle 4 und Abbildung 35 aufgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Non Friktionskappe NF0550 die geringste Friktion hat, mit einem mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,02 N, die Standardabweichung betrug 0,01 N Die Friktionswerte waren um 66,59 % geringer, als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur.

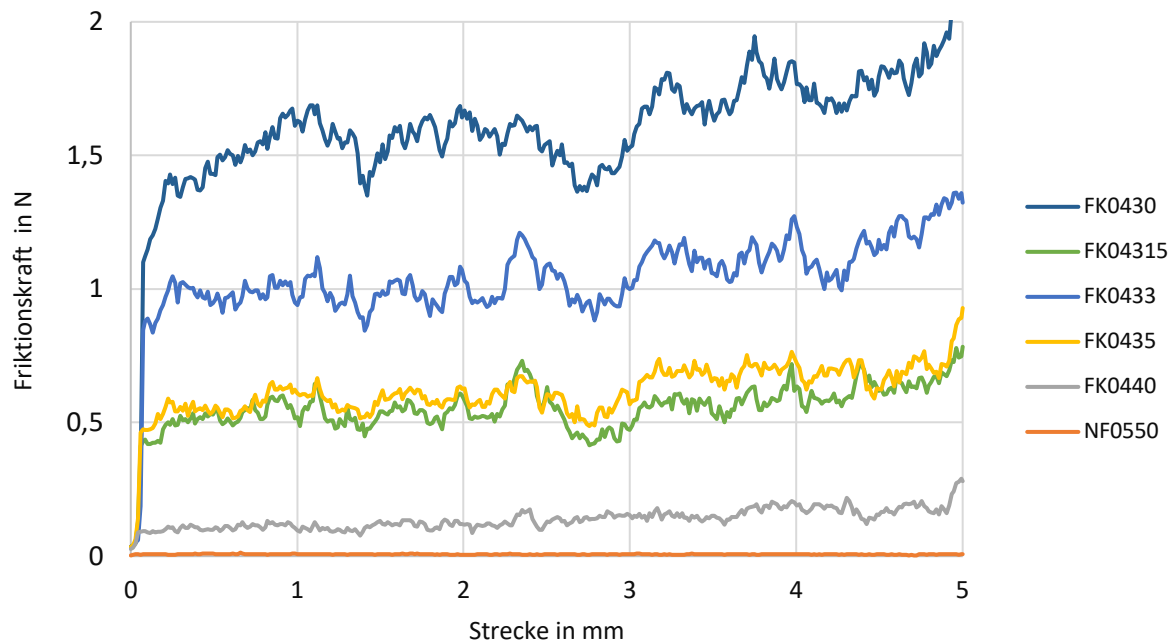


Abbildung 34: Exemplarische Messaufzeichnung der Friktionskräfte von Friktionsmessungen aller untersuchten Kappenbreiten bei 36 °C, in trockener Umgebung mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Die Friktionskappe FK0440 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,15 N, die Standardabweichung betrug 0,14 N. Die Friktionswerte waren um 62,60 % geringer, als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur.

Die Friktionskappe FK0435 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,34 N die Standardabweichung betrug 0,19 N. Die Friktionswerte waren um 60,90 % geringer, als die Messungen derselben Kappe bei Raumtemperatur.

Die Friktionskappe FK0433 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,52 N, die Standardabweichung betrug 0,30 N. Die Friktionswerte waren um 53,55 % geringer als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur. Die Friktionswerte der Kappe FK0433 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant von der Kappenbreite FK04315 ($p=0,054$).

Die Friktionskappe FK04315 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,45 N, die Standardabweichung betrug 0,24 N. Die Friktionswerte waren um 71,60 % geringer, als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur. Die Friktionswerte der Kappe FK04315 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant von den Kappenbreite FK0433 ($p=0,054$).

Die Friktionskappe FK0430 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 1,85 N, die Standardabweichung betrug 0,59 N. Die Friktionswerte waren um 37,24 % geringer, als die Messungen derselben Kappe bei Raumtemperatur.

Tabelle 3: Ergebnisse der Friktionsversuche in N bei 36 °C Umgebungstemperatur, trockener Umgebung und dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 für sechs unterschiedliche Kappenbreiten; beginnend mit der breitesten Kappe NF0550, endend mit der schmalsten Kappenbreite FK0430 (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Kappe	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max	Median
NF0550	2403	0,02	0,01	0,00	0,06	0,01
FK0440	2403	0,15	0,14	0,01	0,64	0,12
FK0435	2403	0,34	0,19	0,05	0,77	0,32
FK0433	2403	0,52	0,30	0,02	1,27	0,52
FK04315	2403	0,45	0,24	0,11	1,21	0,40
FK0430	2403	1,87	0,59	0,39	2,96	1,96

Der paarweise Vergleich zwischen den Friktionswerten der verschiedenen Kappen (Tabelle 4 & Abbildung 35) zeigt, dass sich beinahe alle Kappen statistisch signifikant ($p < 0,001$) voneinander unterscheiden. Nur die Kappe FK0433 und die Kappe FK04315 zeigen bzgl. ihres Friktionsverhaltens bei 36°C keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p < 0,054$).

Tabelle 4: Paarweiser Vergleich der Ergebnisse bei 36 °C, trockener Umgebung, mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02. Dargestellt sind die Ergebnisse der statistischen Fragestellung über die signifikante Unterscheidung der ermittelten Friktionsergebnisse aus Tabelle 3 in Bezug auf die Kappenbreite, nach Kruskal-Wallis bei unabhängigen Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Die Signifikanzwerte wurden mit der Bonferroni-Korrektur für multiple Tests angepasst.

(NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe)

Kappe	NF0550	FK0440	FK0435	FK0433	FK04315	FK0430
NF0550						
FK0440	<0,001					
FK0435	<0,001	<0,001				
FK0433	<0,001	<0,001	<0,001			
FK04315	<0,001	<0,001	<0,001	0,054		
FK0430	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

Im Durchschnitt waren die gemessenen Friktionswerte bei 36 °C Umgebungstemperatur um 54,70 % niedriger als bei Raumtemperatur. In Abbildung 36 ist diese Abweichung deutlich zu sehen.

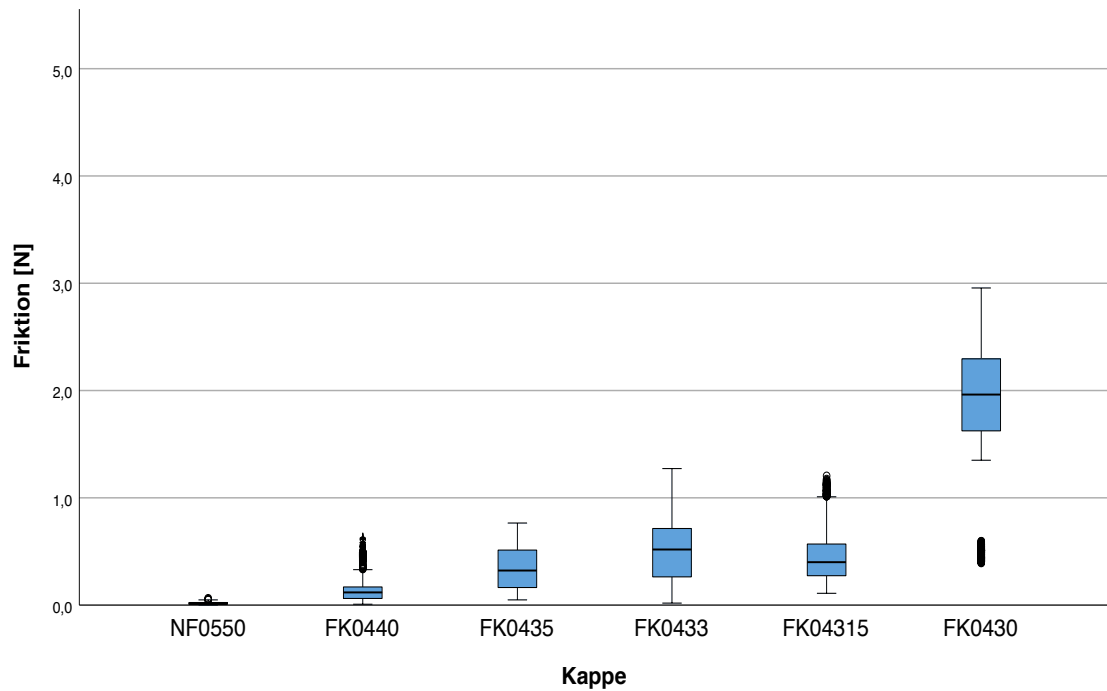


Abbildung 35: Graphischer Vergleich der Friktionsergebnisse aus Tabelle 3, bei 36 °C, trockener Umgebung, mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02; von links nach rechts mit schmäler werdenden Kappenbreiten und daraus resultierendem Anstieg der Friktionswerte. Nur die Kappen FK0433 und FK04315 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

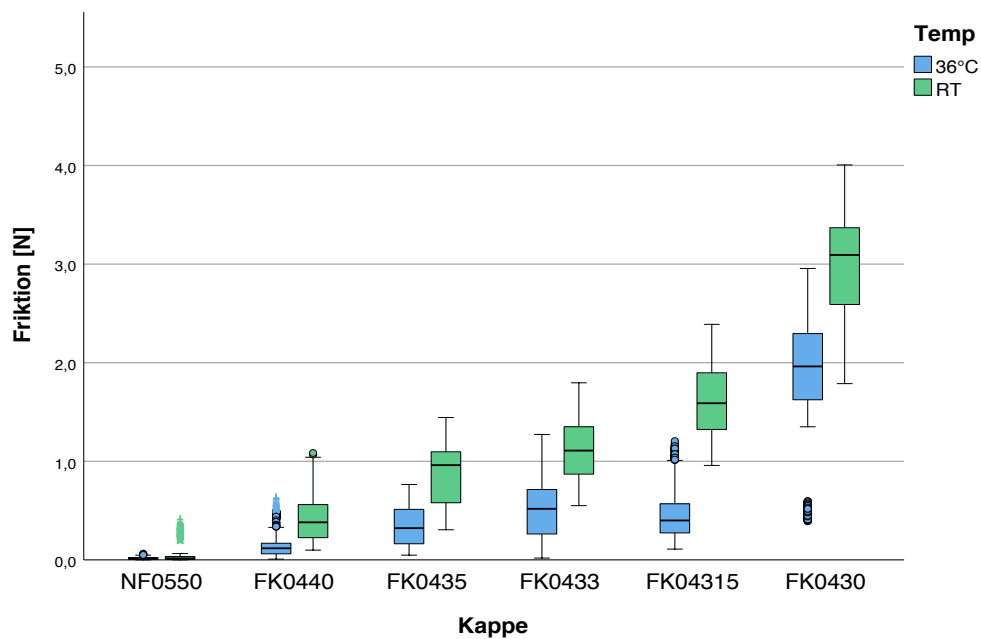


Abbildung 36: Gruppiertes Boxplot zum Vergleich der durchgeführten Messungen bei 36 °C (blau) und Raumtemperatur (grün), bei trockener Umgebung mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02. Der graphische Vergleich soll den Einfluss der Pseudoelastizität von NiTi bei Mundtemperatur (36 °C) verdeutlichen (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

6.4.3 Friktionsmessungen bei Raumtemperatur und Kunstspeichel

Diese Messreihe sollte in Vitro eine Einschätzung geben, ob sich die Friktionswerte im feuchten Milieu verringern oder erhöhen und ob die Signifikanz im feuchten Milieu vergleichbar mit den Messungen bei Raumtemperatur und trockener Umgebung ist.

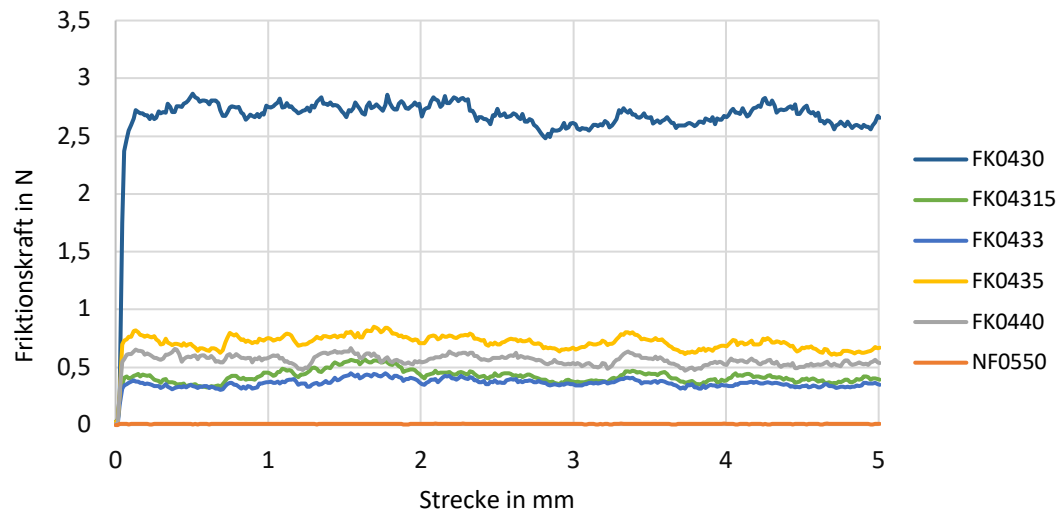


Abbildung 37: Exemplarische Messaufzeichnung der Friktionskräfte von Friktionsmessungen aller untersuchten Kappenbreiten bei Raumtemperatur, in feuchter Umgebung (Kunstspeichel), mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Die Non-Friktionskappe NF0550 zeigt Friktionskräfte von 0 N. Die folgenden Kappenbreiten rufen im Mittel für FK0440 ca. 0,5 N, für FK0435 ca. 0,75 N, für FK0433 ca. 0,4 N, für FK04315 ca. 0,5 N und für FK0430 ca. 2,7 N hervor. Die in Abbildung 37 gezeigten Werte dienen als Übersicht, die genauen Werte und die statistische Auswertung sind in Tabelle 5, Tabelle 6 und Abbildung 38 aufgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Non-Friktionskappe NF0550 die geringste Friktion hat, mit einem mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,04 N, die Standardabweichung betrug 0,04 N.

Die Friktionswerte waren um 24,65 % geringer als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur.

Die Friktionskappe FK0440 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,86 N, die Standardabweichung betrug 0,37 N. Die Friktionswerte waren um 110,15 % höher als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur.

Die Friktionskappe FK0435 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,95 N, die Standardabweichung betrug 0,28 N. Die Friktionswerte waren um 9,78 % höher als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur. Die Friktionswerte der Kappe FK0435 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant von den Kappen FK0433 ($p=1,000$).

Die Friktionskappe FK0433 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,95 N, die Standardabweichung betrug 0,28 N. Die Friktionswerte waren um 13,93 % geringer als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur. Die Friktionswerte der Kappe FK0433 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant von den Kappen FK0435 ($p=1,000$).

Die Friktionskappe FK04315 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 1,05 N, die Standardabweichung betrug 0,37 N. Die Friktionswerte waren um 34,16 % geringer als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur.

Die Friktionskappe FK0430 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 3,05 N, die Standardabweichung betrug 0,53 N. Die Friktionswerte waren um 2,53 % höher als die Messungen derselben Kappenbreite bei Raumtemperatur.

Der paarweise Vergleich zwischen den Friktionswerten der verschiedenen Kappen (Tabelle 6 & Abbildung 38) zeigt, dass sich beinahe alle Kappen statistisch signifikant ($p<0,001$) voneinander unterscheiden. Nur die Kappe FK0433 und die Kappe FK0435 ($p=1$) zeigen bzgl. ihres Friktionsverhaltens bei Verwendung von Kunstspeichel keinen statistisch signifikanten Unterschied.

Tabelle 5: Ergebnisse der Friktionsversuche in N bei Raumtemperatur, feuchter Umgebung (Kunstspeichel) und dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 für sechs unterschiedliche Kappenbreiten; beginnend mit der breitesten Kappe NF0550, endend mit der schmalsten Kappenbreite FK0430 (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Kappe	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max	Median
NF0550	2403	0,04	0,04	0,00	0,14	0,01
FK0440	2403	0,86	0,37	0,23	1,60	0,86
FK0435	2403	0,95	0,28	0,34	1,46	0,96
FK0433	2403	0,95	0,28	0,31	1,62	0,97
FK04315	2403	1,05	0,37	0,32	2,29	1,01
FK0430	2403	3,05	0,53	2,15	4,41	2,87

Im Durchschnitt waren die gemessenen Friktionswerte bei Verwendung von Kunstspeichel bei Raumtemperatur um 8,29 % höher, als die Friktionswerte der Messungen bei Raumtemperatur ohne Kunstspeichel. Dabei waren die Friktionswerte von drei Kappenbreiten unterhalb und drei Kappenbreiten oberhalb der Referenzfriktionswerte bei trockener Umgebung. Die Standardabweichung der Friktionsmessungen unter Verwendung von Kunstspeichel bei Raum-

temperatur lag durchschnittlich bei 0,31 N und war damit um 8,03 % höher, als die Standardabweichung der Friktionsmessungen der gleichen Kappenbreiten ohne Kunstspeichel bei Raumtemperatur.

Tabelle 6: Paarweiser Vergleich der Ergebnisse bei Raumtemperatur, feuchter Umgebung (Kunstspeichel), mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02.

Dargestellt sind die Ergebnisse der statistischen Fragestellung über die signifikante Unterscheidung der ermittelten Friktionsergebnisse aus Tabelle 5 in Bezug auf die Kappenbreite, nach Kruskal-Wallis bei unabhängigen Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Die Signifikanzwerte wurden mit der Bonferroni-Korrektur für multiple Tests angepasst (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Kappe	NF0550	FK0440	FK0435	FK0433	FK04315	FK0430
NF0550						
FK0440	<0,001					
FK0435	<0,001	<0,001				
FK0433	<0,001	<0,001	1,000			
FK04315	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		
FK0430	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

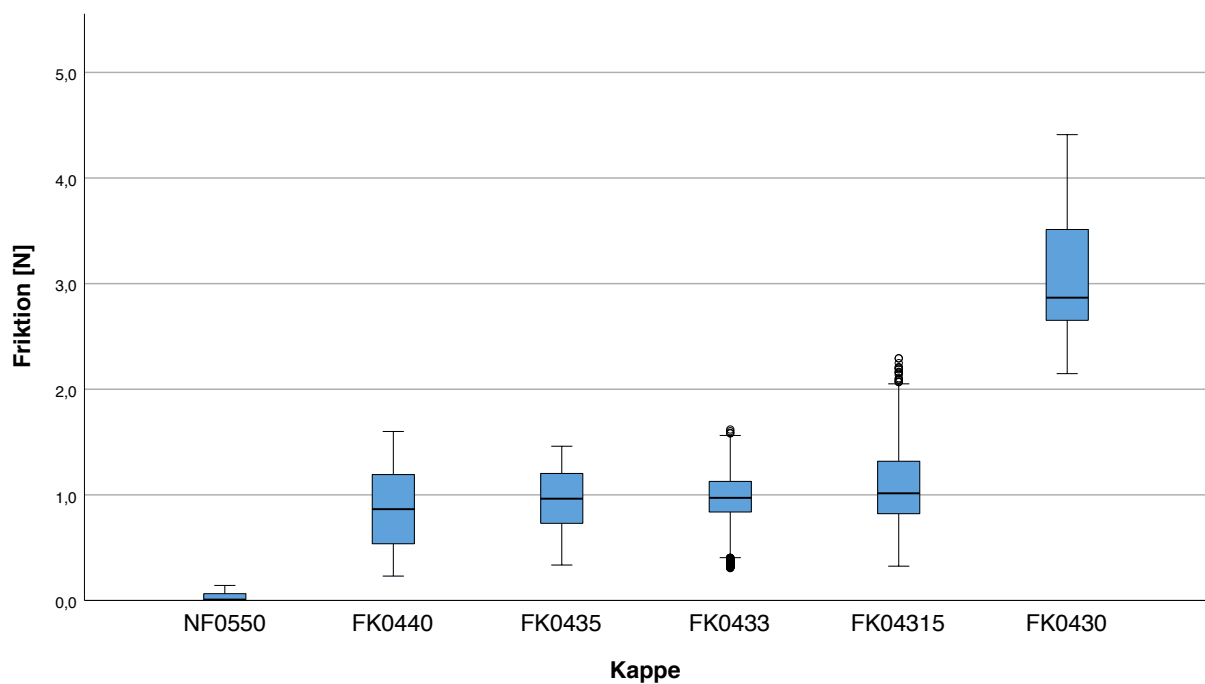


Abbildung 38: Graphischer Vergleich der Friktionsergebnisse aus Tabelle 5, bei Raumtemperatur, feuchter Umgebung (Kunstspeichel), mit Kappen aus dem Referenzkunststoff Grau FLGPGR02; von links nach rechts mit schmäler werdenden Kappenbreiten und daraus resultierendem Anstieg der Friktionswerte. Die Kappen FK0433 und FK0435 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

6.4.4 Friktionsmessungen bei Raumtemperatur mit Verwendung des Kunststoffes Dental SG in 50 µm Schichtstärke

Die folgende Messreihe wurde bei Raumtemperatur, trockener Umgebung mit Kappen aus dem Vergleichskunststoff Dental SG FLDGOR01 in 50 µm Schichtstärke durchgeführt. Die statistische Fragestellung lautete: Sind die Unterschiede zwischen den Friktionswerten bei dem Kappenmaterial Grau in 25 µm Schichtstärke und Dental SG in 50 µm Schichtstärke bei Raumtemperatur, signifikant und wie verändert sich die Standardabweichung? Welche Veränderung hat die Druckerschichtstärke (25 µm oder 50 µm) des gedruckten Kappenmaterials auf einen kontinuierlichen Anstieg der Friktionswerte bei Verringerung des Kappeninnenbreite.

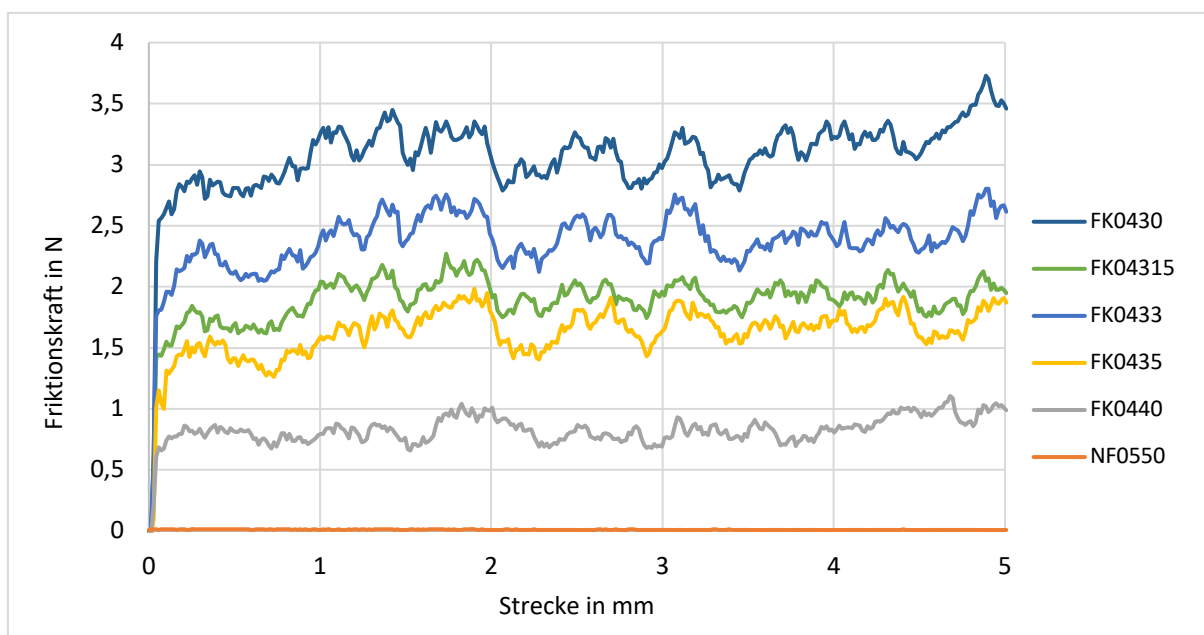


Abbildung 39: Exemplarische Messaufzeichnung der Friktionskräfte von Friktionsmessungen aller untersuchten Kappenbreiten bei Raumtemperatur, trockener Umgebung mit Kappen aus dem Vergleichskunststoff Dental SG in 50 µm Schichtstärke (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Die Non-Friktionskappe NF0550 zeigt Friktionskräfte von 0 N. Die folgenden Kappenbreiten rufen im Mittel für FK0440 ca. 0,75 N, für FK0435 ca. 1,5 N, für FK0433 ca. 2,25 N, für FK04315 ca. 2,0 N und für FK0430 ca. 3,0 N hervor. Die in Abbildung 39 gezeigten Werte dienen als Übersicht, die genauen Werte und die statistische Auswertung sind in Tabelle 7, Tabelle 8 und Abbildung 40 aufgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Non-Friktionskappe NF0550 Dental SG die geringste Friktion hat, mit einem mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,02 N, die Standardabweichung betrug 0,03 N. Die Friktionswerte waren um 57,18 % geringer, die Standardabweichung um 71,70 % geringer, als die Messungen derselben Kappenbreite aus dem grauen Kunststoff bei Raumtemperatur, trocken.

Die Friktionskappe NF0440 Dental SG hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,56 N, die Standardabweichung betrug 0,37 N. Die Friktionswerte waren um 36,97 % höher, die Standardabweichung war um 76,59 % höher, als die Messungen derselben Kappenbreite aus dem grauen Kunststoff bei Raumtemperatur, trocken. Die Friktionswerte der Kappe FK0440 unterschieden sich nicht statistisch signifikant von den Kappen FK04315 ($p=0,041$).

Die Friktionskappe FK0435 Dental SG hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,92 N, die Standardabweichung betrug 0,69 N. Die Friktionswerte waren um 6,28 % höher, die Standardabweichung um 147,55 % höher, als die Messungen derselben Kappenbreite aus dem grauen Kunststoff bei Raumtemperatur, trocken.

Die Friktionskappe FK0433 Dental SG hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,82N, die Standardabweichung betrug 0,71 N.

Die Friktionswerte waren um 26,24 % geringer, die Standardabweichung um 152,96 % höher, als die Messungen derselben Kappenbreite aus dem grauen Kunststoff bei Raumtemperatur, trocken.

Die Friktionskappe FK04315 Dental SG hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 0,67 N, die Standardabweichung betrug 0,70 N.

Die Friktionswerte waren um 57,89 % geringer, die Standardabweichung um 105,75 % höher, als die Messungen derselben Kappenbreite aus dem grauen Kunststoff bei Raumtemperatur, trocken. Die Friktionswerte der Kappe FK04315 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant von den Kappen FK0440 ($p=0,041$).

Die Friktionskappe FK0430 hat einen mittleren Friktionswert aus 9 Messungen von 3,22 N, die Standardabweichung betrug 0,63 N.

Tabelle 7: Ergebnisse der Friktionsversuche in N bei Raumtemperatur, trockener Umgebung und dem Vergleichskunststoff Dental SG in 50 µm Schichtstärke für sechs unterschiedliche Kappenbreiten; beginnend mit der breitesten Kappe NF0550, endend mit der schmalsten Kappenbreite FK0430. Die Friktionskappen unterscheiden sich in ihrer Breite um ca. 0,005mm (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Kappe	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max	Median
NF0550	2403	0,02	0,03	0,00	0,14	0,01
FK0440	2403	0,56	0,37	0,01	1,28	0,44
FK0435	2403	0,92	0,69	0,00	1,98	1,36
FK0433	2403	0,82	0,71	0,01	2,76	0,77
FK04315	2403	0,67	0,70	0,00	2,27	0,21
FK0430	2403	3,22	0,63	1,90	4,70	3,42

Tabelle 8: Paarweiser Vergleich der Ergebnisse bei Raumtemperatur, trockener Umgebung, mit Kappen aus dem Vergleichskunststoff Dental SG in 50 µm Schichtstärke.

Dargestellt sind die Ergebnisse der statistischen Fragestellung über die signifikante Unterscheidung der ermittelten Friktionsergebnisse aus Tabelle 7 in Bezug auf die Kappenbreite, nach Kruskal-Wallis bei unabhängigen Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Die Signifikanzwerte wurden mit der Bonferroni-Korrektur für multiple Tests angepasst (NF_{xxx} = Non-Friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Kappe	NF0550	FK0440	FK0435	FK0433	FK04315	FK0430
NF0550						
FK0440	<0,001					
FK0435	<0,001	<0,001				
FK0433	<0,001	<0,001	<0,001			
FK04315	<0,001	0,41	<0,001	<0,001		
FK0430	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

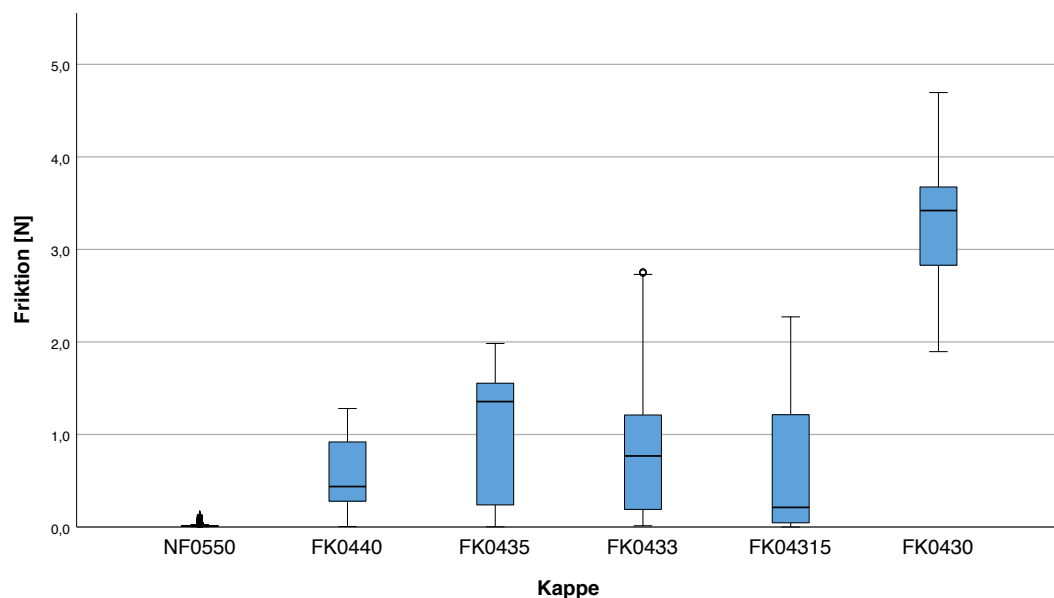


Abbildung 40: Graphischer Vergleich der Friktionsergebnisse aus Tabelle 7, bei Raumtemperatur, trockener Umgebung, mit Kappen aus Vergleichskunststoff Dental SG in 50 µm; von links nach rechts mit schmaler werdenden Kappenbreiten und daraus resultierendem Anstieg der Friktionswerte. Nur die Kappen FK0440 und FK04315 unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander (NF_{xxx} = Non-friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

Die Friktionswerte waren um 8,11 % höher (Standardabweichung 22,12 % höher), als die Messungen derselben Kappenbreite aus dem grauen Kunststoff bei Raumtemperatur, trocken.

Die Abbildung 41 zeigt, dass die ermittelten Friktionswerte des Dental SG Kunststoffes im Vergleich zu den Friktionswerten des grauen Kunststoffes im Durchschnitt um 17,32 % geringer waren. Die Standardabweichung war insgesamt um 25,34 % höher, betrachtet man nur die Friktionskappen FK0440 – FK0430 war die Standardabweichung 44,75 % höher.

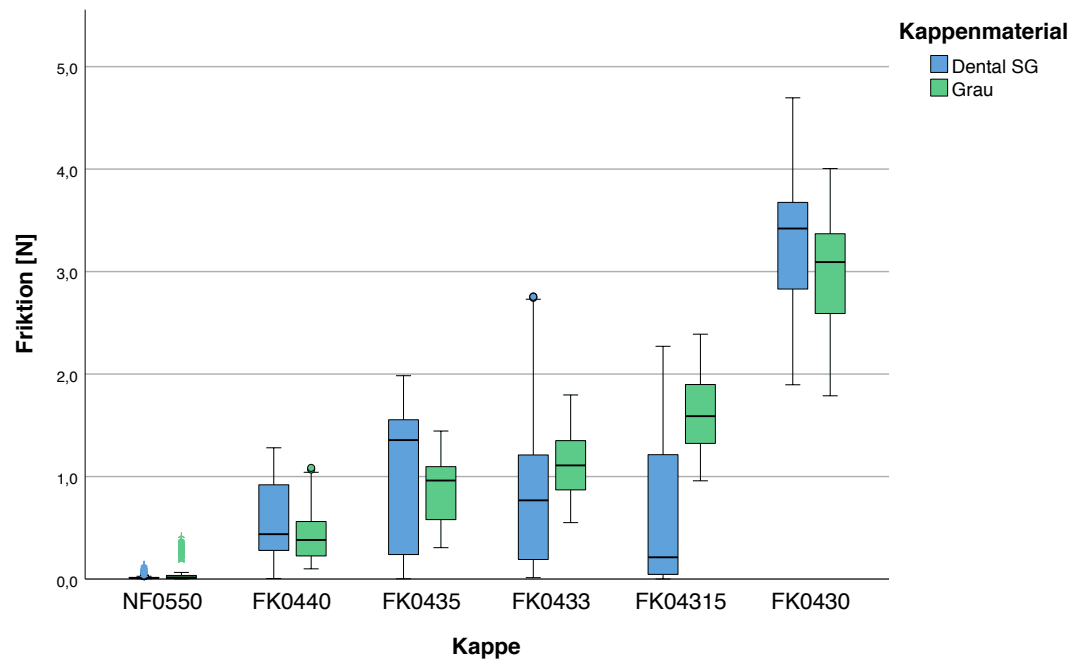


Abbildung 41: Vergleich der durchgeführten Messungen der unterschiedlichen Kappenmaterialien Dental SG in 50 μm Schichtstärke (blau) und Referenzkunststoff Grau FLGPGR02 in 25 μm Schichtstärke (grün) bei Raumtemperatur und trockener Umgebung. Der graphische Vergleich soll den Einfluss der Druckerschichtstärke auf die Friktionsmessungen verdeutlichen (NF_{xxx} = Non-Friktionskappe, FK_{xxx} = Friktionskappe).

7 Diskussion

Die vorliegende Forschungsarbeit beschreibt die Entwicklung einer funktionellen Kappe in Kombination mit einem V-förmigen Bogendraht für ein neuartiges Bracket-System. Dabei stand die Entwicklung funktioneller Prototypen im Vordergrund, während die systematische Untersuchung der Konstruktionsparameter eine untergeordnete Rolle spielte.

Die Durchführung von Friktionsversuchen ergab sich als Weiterentwicklung und Funktionstest der entwickelten Kappen. An dem Design der Kappen wurde sehr viel geforscht. Das jetzige entwickelte Kappendesign, welches für die Friktionsmessungen verwendet wurde, ist das Ergebnis von 1,5 Jahren experimenteller Untersuchungen. Die Zahl der erstellten Konstruktionsvarianten beträgt über 250, wobei die Evolution der Kappendesigns in Abbildung 24 zu sehen ist.

Die durchgeführten Friktionsmessungen an den hergestellten Prototypen belegen die Funktionalität des entwickelten Systems.

7.1 Diskussion der Fragestellungen

Im Folgenden soll die Fragestellung, wie gut sich der Draht im Bracket-Slot fixieren lässt, bewertet werden. Hierfür musste der Draht als Prototyp additiv hergestellt werden, um die Fixierung des V-förmigen Bogendrahtes durch die Kappe zu untersuchen. Von großer Bedeutung war der Vorgang des Aufbringens der Kappe auf das Bracket, da dies für eine spätere Anwendung im Mund bei eingeschränkter Sicht, geringem Platzangebot und von beiden Bracket-Seiten durchführbar sein muss. Hierfür wird die Kappe, wie in Kapitel 6.1 dargestellt, in eine leicht zu findende Fixationsposition gebracht. Durch senkrechtes Drücken auf die Kappe wird das Bracket zusammengedrückt und gleichzeitig die Kappe auseinander gedrückt, wodurch die Kappe einfach auf das Bracket gleitet. Dies ist auch bei geringem Platzangebot im Mund möglich. Den größten Einfluss auf die einfache händische Applizierung der Kappe hatten die in Kapitel 5.5.1 beschriebenen Variablen A (Kappeninnenbreite), B (Unterschnitt), C (Radius) und D (Kappeninnenwinkel).

Die gewonnenen Erkenntnisse ermöglichten eine stetige Optimierung der Kappen. Eine Variation des Kappenmaterials mit einem anderen Elastizitätsmodul ergab ein anderes Verhalten beim Aufklicken der Kappe, wie z.B. die Untersuchungen der gegossenen Kappen aus einer Metalllegierung in Kapitel 6.3.4 zeigten.

Das Entfernen der Kappe stellte zu keinem Zeitpunkt ein Problem dar. Die Kappe sitzt abhängig von der Kappenbreite stramm bis sehr stramm auf dem Bracket.

Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass bei der Anwendung der Kappen ohne Slot füllenden Bogen ein geringerer Widerstand am RED-Bracket gegeben ist. Die Bracket-Flügel können dann weiter nach innen zusammengedrückt werden, was das Entfernen der Kappen erleichtert. Daher ist der Widerstand der Kappen gegenüber Einflüssen in der Mundhöhle vermutlich geringer. Es ist daher davon auszugehen, dass der Haltekraft der Kappen bei der Verwendung mit einem Slot füllenden Bogen höher ist, als bei der Verwendung eines Bogendrahtes welcher nicht Slot füllend ist. Es ist daher empfehlenswert, eine Kappenvariante zu entwickeln, die bei nicht Slot füllenden Bögen Verwendung finden sollte.

Durch die möglichst flache Gestaltung der Kappe ist die Angriffsfläche und Hebelwirkung für äußere Einflüsse, die zu einem unbeabsichtigten Abhebeln der Kappe führen können, gering. Die im Verlauf der Untersuchungen gewählte geringere Kappendicke erhöht die natürliche Flexibilität der Kappe, wodurch das Aufklicken erleichtert wird. Um die chemische Beständigkeit der Kappen in der Mundhöhle verstehen zu können, muss neben dem hier erprobten Kappenmaterial, ein geeigneter, mundbeständiger und für Medizinprodukte zugelassener Kunststoff gefunden werden. Dieser Kunststoff muss auf sein Quellverhalten in Speichel und Anlagerung von Biofilm untersucht werden. Die Untersuchung der Temperaturbeständigkeit und Temperaturexpansion in Bezug auf Heiß- bzw. Kaltgetränke sollte ebenso nicht außer Acht gelassen werden.

7.2 Friktionsmessungen

Es wurde die Friktion gemessen, welche das RED-Bracket mit der applizierten entwickelten Kappe auf einen V-förmigen Bogendraht aus NiTi ausübt. Damit soll die Funktionalität der Kappe im Prototypenstadium aufgezeigt werden. Bei dem Versuchsaufbau handelt es sich um ein in vitro idealisiertes technisches System, welches sich nicht unmittelbar auf die in vivo Umgebung in der Mundhöhle übertragen lässt. Der V-förmige Bogen war zu jeder Zeit der Versuchsabläufe lotrecht und spannungsfrei in dem Bracket-Slot einligiert, ohne Krümmung des V-förmigen Bogens. Laut Kusy und Whitley (Kusy und Whitley 1999) setzt sich die gemessene Friktion zwischen Bogen und Bracket RS (resistance to sliding) zusammen aus der klassischen Gleitreibung FR, welche durch die Ligatur generiert wird, sowie dem Binding BI und Notching NI. Die Parameter BI und NI erhöhen ihren Einfluss auf RS bei einer Erhöhung des Kontaktwinkels zwischen Bracket-Slot und Bogen:

$$RS = FR + BI + NI.$$

Binding und Notching sind laut Kusy und Whitley bei einer passiven lotrechten Ausrichtung zwischen Bracket-Slot und Bogen vernachlässigbar. Durch die kugelgelagerte Ausrichtung des

Brackets zum Bogen in dem verwendeten Friktionsprüfstand konnte das Auftreten von Binding und Notching im Rahmen der hier durchgeführten Untersuchungen ausgeschlossen werden.

Bei der Vorstellung des RED-Bracket-System in Kap. 3.6 wird die baulich bedingte ständige körperliche Fassung des V-förmigen Drahtes (Formschluss) erläutert, welche eine spielfreie Torque Übertragung ermöglicht (Wichelhaus 2017). Es ist daher vorstellbar, dass sich das Red-Bracket-System mit einem Slot füllenden V-förmigen Bogen bei einer Erhöhung des Kontaktwinkels zwischen Bracket-Slot und V-förmigen Bogen anders als konventionelle Bracket-Systeme verhalten könnte. Dies ist jedoch ein multifaktorielles Geschehen und somit abhängig von der durch die Kappen eingestellten Friktion, der Oberflächenrauigkeit, der gegeneinander gleitenden Kontaktflächen sowie dem Einfluss des unkonventionellen filigranen elastischen Aufbaus des RED-Bracket-Systems aus NiTi im Vergleich zu konventionellen starren Bracket-Systemen.

7.2.1 Bewertung der verwendeten Kappen

Die gedruckten Kappen unterliegen herstellungsbedingten Schwankungen. Die Abmessungen zwischen einem virtuellen Bauteil am PC und dem realen gedruckten Bauteil sind nicht identisch. Die Produktionschargen der Kappen unterscheiden sich minimal und die Oberfläche der gedruckten Kappen ist bedingt durch die Auflösung des verwendeten 3D Druckers leicht wellig, insbesondere bei den Kappen, die in 50 μm Schichtstärke gedruckt wurden.

Die jeweiligen Friktionskappen unterscheiden sich in der Kappeninnenbreite der virtuellen Konstruktionsdatei im Schnitt um $\pm 5 \mu\text{m}$.

Die geringe Größe der Kappen und minimalen Änderungen der Kappenbreite können von dem verwendeten Form 2 3D Drucker aufgrund der begrenzten Positionierungsgenauigkeit der Laserstrahlführung nur in gewissen Grenzen umgesetzt werden. Die Auswirkungen der Änderung der konstruktiven Kappenbreite war anhand der gedruckten Kappen durch die Friktionsmessungen dennoch deutlich zu erkennen. Die von Braian et al. veröffentlichten Untersuchungen über die Genauigkeit von vier industriellen 3D Druckern für den dentalen Einsatz ergab eine durchschnittliche Genauigkeit einer 16 mm großen quadratischen Fläche von weniger als 100 μm bei einer Standardabweichung von weniger als 40 μm . Die gedruckten Objekte waren im Schnitt kleiner, als die ursprüngliche Bemaßung in der Konstruktionsdatei (Braian et al. 2016). Die Abweichungen der Kappen wurden im Rahmen dieser Arbeit nicht vermessen, da die Genauigkeit des verwendeten Form 2 3D Drucker nicht Ziel der Forschungsarbeit war. Es konnte bei der Umsetzung des gedruckten V-förmigen Drahts von Kunststoff zu NiTi jedoch

messtechnisch ermittelt werden, dass die gedruckten V-förmigen Drähte kleiner waren als die Bemaßung in der Konstruktionsdatei (vgl. hierzu auch Abbildung 14).

7.2.2 Friktionsmessungen bei Raum- und Mundtemperatur

Referenzpunkt für die Bestimmung des Temperatureinflusses waren die Messungen der grauen Kappen bei Raumtemperatur und trockenen Friktionsbedingungen. Der Einfluss von Temperaturänderungen auf die spannungsinduzierte Pseudoelastizität von NiTi bei 36 °C Körpertemperatur sollte hier untersucht werden. Der V-förmige Bogendraht wurde senkrecht durch das Bracket gezogen und es wurde weder Drehmoment übertragen, noch eine Querkraft appliziert. Es konnte gezeigt werden, dass sich bei 36 °C Umgebungstemperatur die Friktionswerte mehr als halbierten. Dies könnte auf die temperaturbedingte pseudoelastische Eigenschaft von den aus NiTi gefertigten filigranen Brackets, sowie den V-förmigen Bogendraht zurückzuführen sein. Bei einer Erhöhung der Umgebungstemperatur auf 36 °C wird das NiTi Bracket starrer (vgl. Clausius-Clapeyron-Gleichung in Kapitel 3.3), die benötigte Kraft, um die Bracket-Flügel zusammenzudrücken, steigt, wodurch die gemessene Friktion abnehmen muss (Drescher et al. 1990; Fischer-Brandies et al. 2003; Razali et al. 2018).

Nicht untersucht wurde in diesem Zusammenhang die thermische Ausdehnung der aus Kunststoff gefertigten Kappen bei 36 °C, was die durch die Kappen verursachte Friktion ebenfalls verringern würde. Die Wärmeausdehnung von Kunststoffen ist um das 5-15-fache höher als von Metallen (Weißbach 2010). Hinzu kommt, dass die Festigkeit von Polymeren mit zunehmender Temperatur kontinuierlich abnimmt, was jedoch im Rahmen dieser Arbeit auch nicht untersucht werden konnte.

Die Verringerung der gemessenen Friktionswerte bei 36 °C kann somit aus der Kombination der Erhöhung der Steifigkeit des NiTi Brackets, der wärmespezifischen Ausdehnung und der thermisch bedingten Abnahme der Festigkeit der aus Kunststoff gefertigten Kappen resultieren.

7.2.3 Auswirkungen der Schichtstärke auf die Friktion

Für die Auswirkung einer Verdopplung der Schichtstärke beim Drucken von 25 µm auf 50 µm kann der Vergleich der Friktionsmessungen des grauen Kunststoffes in 25 µm Schichtstärke bei Zimmertemperatur und des biokompatiblen Kunststoffes Dental SG in 50 µm Schichtstärke genommen werden. Die Friktionskappen sind konstruktiv identisch und es lassen sich an beiden Messreihen Steigerungen der Friktionswerte bei Verringerung der Kappenbreite ablesen. Große Abweichungen gibt es bei den Friktionskappen FK0435, FK0433 und FK04315 welche sich

um 0,004 mm bzw. 0,003 mm in ihrer Breite konstruktiv unterscheiden. Die Standardabweichung der Friktionswerte ist bei diesen Kappen im Schnitt um 55 % höher als bei den Kappen mit 25 µm Schichtstärke. Diese Messreihe konnte zeigen, dass die Kappen in einem sehr feinen Herstellungsprozess hergestellt werden müssen, welcher herstellungsbedingte Abweichungen auf ein Minimum reduziert.

7.2.4 Friktionsmessungen bei Verwendung von Kunstspeichel

In der Literatur finden sich unterschiedliche Angaben über die Auswirkungen von (Kunst-) Speichel auf die Friktion zwischen Bracket und Bogendraht. Thorstenson und Kusy (Thorstenson und Kusy 2001) haben in ihren Untersuchungen eine Reduzierung der Friktion bei NiTi Bogendrähten unter Verwendung von Speichel festgestellt. Chang et. al. (Chang et al. 2013) konnten eine leichte Erhöhung der Friktionswerte in einer feuchten Umgebung darlegen. Dabei haben sie einen Unterschied festgestellt, ob das Bracket vollständig von Speichel umgeben ist oder nur leicht benetzt.

Die Untersuchungen zeigten, dass in sechs Messreihen mit jeweils neun Messungen in 50 % der Fälle eine Reduzierung der Friktionswerte, in 50 % eine Erhöhung der Friktionswerte stattfand. Abgesehen von einem Ausreißer mit einer Verdopplung der Friktionswerte im feuchten Milieu waren die Friktionswerte um 12 % geringer als in trockener Umgebung. Insgesamt ist der Einfluss von Kunstspeichel, abhängig von der Kappenbreite als hoch anzusehen. Die Ergebnisse zeigen, dass nur noch die NF Kappe und die Kappe FK0430 ihre gewünschten Friktionswerte behielten. Der Abstand aller anderen Kappen ist im Vergleich zur trockenen Umgebung bei Raumtemperatur kaum mehr vorhanden. Ebenso ist die Höhe der Friktion dieser Kappen im Vergleich geringer geworden. Die Dimensionstreuung der Kappen und Umgebungstemperatur haben jedoch einen ebenso hohen Einfluss auf die Friktion.

7.2.5 V-förmiger Draht

Die für die Friktionstests hergestellten V-förmigen Drähte aus NiTi waren in einem frühen Prototypenstadium. Sie waren bezüglich Dimensionsschwankungen und Oberflächenbeschaffenheit nicht mit käuflichen, industriell gefertigten NiTi Bögen vergleichbar. Viele der anfangs produzierten V-förmigen Drähte aus NiTi mussten verworfen werden. Sie entsprachen herstellungsbedingt nicht den gewünschten Maßen und hatten kein gleichmäßig bleibendes Profil, womit sie für die Friktionstests nicht geeignet waren. Aus technischen und wirtschaftlichen

Gründen konnten daher nur drei V-förmige Bögen für die Friktionsmessungen verwendet werden. Es wäre zu früh im Entwicklungsprozess gewesen, den in der Literatur häufig beschriebenen Einfluss der Oberflächenrauigkeit zu untersuchen (D'Anto et al. 2012; Wichelhaus et al. 2005).

Das Bracket wurde für die Friktionsmessungen auf einer kugelgelagerten Achse befestigt, wodurch sich das Bracket rotatorisch zum V-förmigen Bogen perfekt ausrichten konnte. Durch diese Ausrichtung konnte die durch die Kappen ausgeübte Friktion isoliert betrachtet werden, unabhängig von der Rotation des Brackets (Sander et al. 2015). Eine Rotation des Brackets würde zu einem seitlichen Verkanten des Drahtes im Bracket-Slot führen und die Friktion durch Auftreten von Binding und Notching beeinflussen. Außerdem war durch die reibungsarme, rotatorische Lagerung des Brackets die lotrechte Ausrichtung von Bracket-Slot und Draht unabhängig von der messenden Person.

8 Zusammenfassung

Die vorliegende experimentelle in vitro Forschungsarbeit befasst sich mit Untersuchung von neu entwickelten, funktionellen Kappen für ein neuartiges Bracket-System. Dieses aus Nickel-Titan gefertigte Bracket hat einen V-förmigen Bracket-Slot, welcher durch zwei flexible Bracket-Flügel gebildet wird. Die Flexibilität der Bracket-Flügel beruht auf deren filigranen Konstruktion und der Nutzung der Pseudoelastizität des Bracket Materials Nickel-Titan.

Die Friktion zwischen Bracket und einem speziell entwickelten V-förmigen Draht lässt sich durch Zusammendrücken der flexiblen Bracket-Flügel verändern. Die neu entwickelte Kappe sollte es ermöglichen, dass die flexiblen Bracket-Flügel gezielt zusammengedrückt werden. Die durch dieses Zusammendrücken hervorgerufene Friktion zwischen Bogen und Bracket sollte durch unterschiedliche Kappenbreiten, gesteuert werden. Einer der Vorteile des V-förmigen Drahtes und dem neuartigen Bracket-System liegt in der spielfreien Torque Übertragung im Bracket-Slot.

Im Rahmen der vorliegenden Forschungsarbeit sollte ebenso gezeigt werden, dass sich die neu entwickelten funktionellen Kappen einfach auf das neuartige Bracket applizieren und entfernen lassen. Sie sollten über einen festen Halt auf dem Bracket verfügen, um den physiologischen Belastungen in der Mundhöhle zu widerstehen. Die räumlichen Abmessungen der Kappe sollten so gering wie möglich gehalten werden. Durch die entwickelte Kappe soll die Friktion zwischen Bracket und V-förmigem Bogen durch verschieden breite Kappen zwischen 0 und 3 Newton fein regulierbar sein. Das entwickelte Kappendesign sollte in ein zahnfarbenes Material umsetzbar sein können, um das silberfarbene Bracket optisch zu kaschieren.

Zu Beginn der Entwicklungen standen die Suche und Erprobung eines geeigneten Herstellungsverfahrens und Materials. Die hauptsächlich mit dem CAD Programm Autodesk Inventor 2015 (Autodesk, San Rafael, USA) konstruierten Designvorschläge wurden auf technisch realisierbare Fertigungstechniken untersucht. Dabei wurden u.a. verschiedene 3D Druckersysteme untersucht.

Mit dem Erwerb eines stereolithographischen 3D Druckers (Form 2, Firma Formlabs, Somerville, MA, USA) wurden verschiedene Prototypen entworfen, gefertigt, untersucht und optimiert bis ein funktionelles Grunddesign gefunden war. Anhand dieses Grunddesigns wurden spezifische Prototypen entworfen und produziert mit mathematisch definierten Änderungen

folgender Parameter: Kappeninnenbreite, Innenradius der Kappenflügel, Winkel der Kappenflügel und Unterschnitttiefe. Die Prototypen wurden größtenteils mit dem Kunststoff Grau FLGPGR02 der Firma Formlabs in 25 µm Schichtstärke hergestellt.

Parallel zur Entwicklung der funktionellen Kappe wurde der V-förmige Draht konstruktiv überarbeitet und mithilfe des erworbenen Form2 3D Druckers aus dem Kunststoff Grau FLGPGR02 hergestellt. Die Entwicklungen an der funktionalen Kappe und dem V-förmigem Kunststoffdraht waren voneinander abhängig und liefen parallel. Eine baugleiche Kappe war unter Verwendungen eines breiteren V-förmigen Drahtes nicht mehr auf das Bracket applizierbar, oder die ausgeübte Friktion war zu stark. Mit einem zu dünnen Draht konnte keine Friktion erreicht werden.

Für die Untersuchung der Friktion zwischen Bracket und Draht, die durch die Kappe hervorgerufen werden sollte, wurde der optimierte V-förmige Bogen durch Erodieren aus Nickel-Titan hergestellt.

Eine Non-Friktionskappe und fünf unterschiedlich breite Friktionskappen wurden an drei baugleichen Brackets und drei V-förmigen Drähten aus Nickel-Titan an einem Friktionsprüfstand untersucht. Ziel der Messungen war der Einfluss der Kappeninnenbreite auf die Veränderung der Friktion. Hierfür wurden Messungen bei Raumtemperatur, 36 °C und mit Kunstspeichel durchgeführt. Eine weitere Messreihe wurde bei Zimmertemperatur mit einem biokompatiblen Kunststoff Dental SG FLDGOR01 der Firma Formlabs in 50 µm Schichtstärke durchgeführt. Die Messungen zeigten, dass bei der Verwendung abnehmender Kappeninnenbreiten die Friktion zwischen Bracket und V-förmigen Draht von 0,0 N bis 3,5 N regulierbar ist. Die Non-Friktionskappe war um 0,22 mm breiter als die breiteste Friktionskappe. Die fünf Friktionskappen unterschieden sich im Schnitt um 0,005 mm Breite. Es konnte gezeigt werden, dass die entwickelte Kappe mit dem neuartigen Bracket-System und dem V-förmigen Bogen die Funktion einer Ligatur übernehmen kann und gleichzeitig das silberfarbene Bracket optisch überdecken kann.

Zusätzlich wurden die Kappen für die Aufnahme einer Gummikette weiterentwickelt. Hierfür wurde z.B. ein pilzförmiger Pin auf den Kappenrücken konstruiert.

Die Herausforderung der vorliegenden Arbeit lag darin, an einem komplett neuen Bracket-System zu forschen, ohne den Einsatz von konfektionierten, kommerziell erhältlichen Fertigteilen.

Die u.a. für die Friktionsmessungen verwendeten, im Prototypenstadium befindlichen, eigenständig hergestellten Kappen und V-förmigen Drähte, unterliegen herstellungsbedingten Schwankungen, welche nicht mit industriell hergestellten Multibandsystemen zu vergleichen sind. Die Größe der Kappen und des V-förmigen Drahtes liegen im Grenzbereich des Auflösungsvermögens des 3D Druckers, die konstruktiven Veränderungen an den Kappen und dem V-förmigen Draht können von dem erworbenen Form 2 3D Drucker zum Teil nur näherungsweise umgesetzt werden. Als Beispiel hierfür kann z.B. der Vergleich der Friktionsmessungen des Grauen Kunststoffes in 25 μm Schichtstärke bei Raumtemperatur und des biokompatiblen Kunststoffes Dental SG in 50 μm Schichtstärke genommen werden. Die Kappen sind konstruktiv identisch, die berechnete Standardabweichung der gemessenen Friktionskräfte ist um ca. 43 % größer.

Die vorliegende Forschungsarbeit ist in erster Linie als ein proof of concept zu sehen, welche einen Überblick über die erfolgreiche Entwicklungsarbeit einer funktionierenden funktionellen Kappe gibt.

Als weitere Forschungsschwerpunkte sehe ich die Umsetzung der entwickelten Kappenformen in einen zahnfarbenen, mundbeständigen Kunststoff mittels Spritzgussverfahren. Außerdem muss für weitere Forschungen die Herstellung des V-förmigen Bogendrahtes bezüglich Oberflächengüte und Dimensionstoleranzen vorangetrieben werden. Es sollten anschließend weitere Friktionsmessungen bei nicht senkrechter Ausrichtung von Bracket-Slot und Bogen gemacht werden. Die bereits begonnenen Entwicklungen eines Halteelements für eine Gummikette sollten ebenfalls weitergeführt werden.

9 Literaturverzeichnis

- Barone S, Paoli A, Razionale AV, Savignano R (2016). Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *Int J Numer Method Biomed Eng*; 33(8).
- Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A (2007). Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*; 77(6):991-8.
- Braian M, Jimbo R, Wennerberg A (2016). Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. *Dent Mater*; 32(7):853-61.
- Brauchli LM, Senn C, Wichelhaus A (2011). Active and passive self-ligation-a myth? *Angle Orthod*; 81(2):312-8.
- Brown MW, Koroluk L, Ko CC, Zhang K, Chen M, Nguyen T (2015). Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 148(6):1067-74.
- Caniklioglu C, Ozturk Y (2005). Patient discomfort: a comparison between lingual and labial fixed appliances. *Angle Orthod*; 75(1):86-91.
- Chang CJ, Lee TM, Liu JK (2013). Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *Angle Orthod*; 83(6):956-65.
- Creekmore TD, Kunik RL (1993). Straight wire: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 104(1):8-20.
- D'Anto V, Rongo R, Ametrano G, Spagnuolo G, Manzo P, Martina R, Paduano S, Valletta R (2012). Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy. *Angle Orthod*; 82(5):922-8.
- Dalstra M, Eriksen H, Bergamini C (2015). Actual versus theoretical torsional play in conventional and self-ligating bracket systems. *J Orthod*; 42(2):103-113.
- Daratsianos N, Bourauel C, Fimmers R, Jager A, Schwestka-Polly R (2016). In vitro biomechanical analysis of torque capabilities of various 0.018" lingual bracket-wire systems: total torque play and slot size. *Eur J Orthod*; 38(5):459-69.
- Diamond M (1983). Critical aspects of lingual bracket placement. *J Clin Orthod*; 17(10):688-91.
- Diedrich P (1984). Die linguale Bracketfixation - Problematik und erste Erfahrungen. *Fortschritte der Kieferorthopädie*; 45(1):65-76.
- Drescher D, Bourauel C, Thier M (1990). [The materials engineering characteristics of orthodontic nickel-titanium wires]. *Fortschr Kieferorthop*; 51(6):320-6.
- Ehrenstein GW (1999). *Polymer-Werkstoffe: Struktur - Eigenschaften - Anwendung* Hanser.
- Fastermann P (2014). *3D-Drucken*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- Fidalgo TK, Pithon MM, Maciel JV, Bolognese AM (2011). Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva--an in vitro evaluation. *J Appl Oral Sci*; 19(1):57-62.

- Fischer-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O (2003). Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. *J Orofac Orthop*; 64(2):88-99.
- Fuck L-M, Wilmes B, Gürler G (2007). *Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme*. Georg Thieme Verlag.
- Glenz W, Gäth R (1985). *Kunststoffe*. München [u.a.]: Hanser.
- Gnauck B, Fründt P (1991). *Einstieg in die Kunststoffchemie*. München [u.a.]: Hanser.
- Hull CW (1986). Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography.
- Huntley PN (2013). A modified over-tie for the ligation of Incognito lingual fixed appliances. *J Orthod*; 40(3):244-8.
- Husain N, Kumar A (2011). Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*; 12(2):91-9.
- Janusiewicz R, Tumbleston JR, Quintanilla AL, Mecham SJ, DeSimone JM (2016). Layerless fabrication with continuous liquid interface production. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*; 113(42):11703-11708.
- Khattab TZ, Farah H, Al-Sabbagh R, Hajeer MY, Haj-Hamed Y (2013). Speech performance and oral impairments with lingual and labial orthodontic appliances in the first stage of fixed treatment. *Angle Orthod*; 83(3):519-26.
- Krey KF, Darkazanly N, Kuhnert R, Ruge S (2016). 3D-printed orthodontic brackets - proof of concept. *Int J Comput Dent*; 19(4):351-362.
- Kusy RP, Whitley JQ (1999). Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*; 21(2):199-208.
- Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW (2010). Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. *J Dent Biomech*; 2010:781321.
- Manni A, Cirulli N, Grassi R (2007). Personalized orthodontic bracket height in relation to marginal ridges. *World J Orthod*; 8(4):e10-4.
- Masella RS, Meister M (2006). Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 129(4):458-68.
- Meling TR, Odegaard J, Seqner D (1998). On bracket slot height: a methodologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 113(4):387-93.
- Mendes K, Rossouw PE (2003). Friction: validation of manufacturer's claim. *Seminars in Orthodontics*; 9(4):236-250.
- Michaeli W (1999). *Einführung in die Kunststoffverarbeitung*. München [u.a.]: Hanser.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*; 28(1):44-56.

- Muller-Hartwich R, Jost-Brinkmann PG, Schubert K (2016). Precision of implementing virtual setups for orthodontic treatment using CAD/CAM-fabricated custom archwires. *J Orofac Orthop*; 77(1):1-8.
- Persson M, Andersson M, Bergman B (1995). The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent*; 74(3):223-9.
- Razali MF, Mahmud AS, Mokhtar N (2018). Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study. *J Mech Behav Biomed Mater*; 77:234-241.
- Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, Lauer A (2016). Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent*; 118(1):36-42.
- Rohit CLSaSM (1990). Superelastic Ni-Ti alloys in orthodontics. In: Duerig TWMKNS, D.; Wayman C. M. (Hrsg.). *Engineering Aspects of shape Memory Alloys.* London Butterworth-Heinemann Ltd; S. 491.
- Sander H, Sander C, Schwestka-Polly R (2015). *Das Friktionsverhalten von Brackets zweier vollständig individueller lingualer Systeme im Vergleich.* © Georg Thieme Verlag KG.
- Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW (2012). NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods*; 9(7):671-5.
- Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D (1990). Der Einfluß der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschritte der Kieferorthopädie*; 51(2):106-116.
- Schweiger J, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Magne P, Guth JF (2016). Histo-anatomic 3D printing of dental structures. *Br Dent J*; 221(9):555-560.
- Slater RD (2013). Speech and discomfort during lingual orthodontic treatment. *J Orthod*; 40 Suppl 1:S34-7.
- Thorstenson GA, Kusy RP (2001). Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 120(4):361-70.
- Weber DJ, 2nd, Koroluk LD, Phillips C, Nguyen T, Proffit WR (2013). Clinical effectiveness and efficiency of customized vs. conventional preadjusted bracket systems. *J Clin Orthod*; 47(4):261-6; quiz 268.
- Weißbach W (2010). *Werkstoffkunde.* Vieweg + Teubner.
- Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A (2016). Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int*; 48(1):41-50.
- Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG (2005). The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater*; 21(10):938-45.
- Wichelhaus A (2013). *Kieferorthopädie, Therapie.* Stuttgart [u.a.]: Thieme.

- Wichelhaus A (2017). A new elastic slot system and V-wire mechanics. Angle Orthod; 87(5):774-781.
- Wiechmann D, Rummel V, Thalheim A, Simon JS, Wiechmann L (2003). Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop; 124(5):593-9.
- Wittneben JG, Gavric J, Belser UC, Bornstein MM, Joda T, Chappuis V, Sailer I, Bragger U (2016). Esthetic and Clinical Performance of Implant-Supported All-Ceramic Crowns Made with Prefabricated or CAD/CAM Zirconia Abutments: A Randomized, Multicenter Clinical Trial. Journal of Dental Research; 96(2):163-170

10 Anhänge / Veröffentlichung

Vergleich: Friktion [N] / trocken / grauer Kunststoff									
Kappe	Temp	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max	Median	36°C/RT	100%-36°C/RT
FK0430	36°C	2403	1,87	0,59	0,39	2,96	1,96	62,76%	37,24%
	RT	2403	2,98	0,52	1,79	4,01	3,09		
FK04315	36°C	2403	0,45	0,24	0,11	1,21	0,40	28,40%	71,60%
	RT	2403	1,60	0,34	0,96	2,39	1,59		
FK0433	36°C	2403	0,52	0,30	0,02	1,27	0,52	46,45%	53,55%
	RT	2403	1,11	0,28	0,55	1,80	1,11		
FK0435	36°C	2403	0,34	0,19	0,05	0,77	0,32	39,10%	60,90%
	RT	2403	0,87	0,28	0,31	1,44	0,96		
FK0440	36°C	2403	0,15	0,14	0,01	0,64	0,12	37,40%	62,60%
	RT	2403	0,41	0,21	0,10	1,08	0,38		
NF0550	36°C	2403	0,02	0,01	0,00	0,06	0,01	33,41%	66,59%
	RT	2403	0,05	0,09	-0,01	0,42	0,02		

Anhang 1:

Vergleich der Messungen bei 36 °C Umgebungstemperatur und Raumtemperatur mit Berechnung der Prozentwerte für die Auswertung Kap. 6.4.2. Frikionsmessungen bei 36 °C Umgebungstemperatur.

Vergleich Friktion [N] bei Raumtemperatur / grauer Kunststoff									
Kappe	Umgebung	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max	Median	Feucht/Trocken	100%-Feucht/Trocken
FK0430	feucht	2403	3,05	0,53	2,15	4,41	2,87	102,53 %	-2,53%
	trocken	2403	2,98	0,52	1,79	4,01	3,09		
FK04315	feucht	2403	1,05	0,37	0,32	2,29	1,01	65,84%	34,16%
	trocken	2403	1,60	0,34	0,96	2,39	1,59		
FK0433	feucht	2403	0,95	0,28	0,31	1,62	0,97	86,07%	13,93%
	trocken	2403	1,11	0,28	0,55	1,80	1,11		
FK0435	feucht	2403	0,95	0,28	0,34	1,46	0,96	109,78 %	-9,78%
	trocken	2403	0,87	0,28	0,31	1,44	0,96		
FK0440	feucht	2403	0,86	0,37	0,23	1,60	0,86	210,15 %	-110,15%
	trocken	2403	0,41	0,21	0,10	1,08	0,38		
NF0550	feucht	2403	0,04	0,04	0,00	0,14	0,01	75,35%	24,65%
	trocken	2403	0,05	0,09	-0,01	0,42	0,02		

Anhang 2:

Vergleich der Messungen bei feuchter (Kunstspeichel) und trockener Umgebung mit Berechnung der Prozentwerte für die Auswertung Kap. 6.4.3 Frikionsmessungen bei Raumtemperatur und Kunstspeichel.

Vergleich: Friktion [N] von Kappenmaterial Dental SG und Grau									
Kappe	Kappenmaterial	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max	Median	Dental SG / Grau	100%-Dental SG/Grau
FK0430	Dental SG	2403	3,22	0,63	1,90	4,70	3,42	108,11%	-8,11%
	Grau	2403	2,98	0,52	1,79	4,01	3,09		
FK04315	Dental SG	2403	0,67	0,70	0,00	2,27	0,21	42,11%	57,89%
	Grau	2403	1,60	0,34	0,96	2,39	1,59		
FK0433	Dental SG	2403	0,82	0,71	0,01	2,76	0,77	73,76%	26,24%
	Grau	2403	1,11	0,28	0,55	1,80	1,11		
FK0435	Dental SG	2403	0,92	0,69	0,00	1,98	1,36	106,28%	-6,28%
	Grau	2403	0,87	0,28	0,31	1,44	0,96		
FK0440	Dental SG	2403	0,56	0,37	0,01	1,28	0,44	136,97%	-36,97%
	Grau	2403	0,41	0,21	0,10	1,08	0,38		
NF0550	Dental SG	2403	0,02	0,03	0,00	0,14	0,01	42,82%	57,18%
	Grau	2403	0,05	0,09	-0,01	0,42	0,02		

Anhang 3:

Vergleich der Messungen mit den beiden untersuchten Kunststoffen Dental SG und Grau FLGPGR02 mit Berechnung der Prozentwerte für die Auswertung Kap. 6.4.4 Friktionsmessungen bei Raumtemperatur mit Verwendung des Kunststoffes Dental SG in 50 µm Schichtstärke

11 Danksagung

Ich möchte mich hiermit ganz herzlich bei Frau Prof. Dr. med. dent. A. Wichelhaus, Direktorin der Poliklinik für Kieferorthopädie Ludwig-Maximilians-Universität München für die Vergabe und Betreuung meiner Promotionsarbeit bedanken.

Vielen Dank für das spannende Thema, das entgegengebrachte Vertrauen, die kreativen Entfaltungsmöglichkeiten an ihrem Lehrstuhl und vielen persönlichen Gesprächen.

Sehr großer Dank geht an Thomas Stocker, Leitung des Forschungsbereich Biomechanik und dessen Vorgänger Dr. rer. nat. Sebastian Stapfner, welche mit ihrem Wissen und ihrer Erfahrung in vielen Gesprächen und Meetings stets für mich da waren, mir weiterhelfen konnten und einen großen Anteil am Zustandekommen dieser Dissertationsarbeit haben.

Vielen Dank geht auch an Dr.-Ing. M. Mertmann für seine Beratung, Unterstützung und Betreuung und Kommunikation mit der Firma Redsystem GmbH.

Vielen Dank an Herrn Dr. rer. nat. Uwe Baumert für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung und des Korrekturlesens.

Der größte Dank geht an meine Eltern Phil und Sonja und meine Pateneltern Erika und Hans Metzger. Danke das ihr mich bei meinem nicht immer einfachen Lebensweg unterstützt und inspiriert habt und mich zu dem gemacht habt was ich heute bin. Danke.

12 Curriculum Vitae

Der Lebenslauf enthält private Daten, die nicht zur Veröffentlichung vorgesehen sind.